



CENTRO UNIVERSITÁRIO DE BRASÍLIA - UniCEUB

CURSO DE ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

CLAUDINEY ALVES MOREIRA

**MONITORIZAÇÃO ELETRÔNICA DA PRESSÃO EM CILINDROS DE OXIGÊNIO
MEDICINAL**

Orientadora: Maria Marony Souza Farias

BRASÍLIA / DF
DEZEMBRO / 2011

CLAUDINEY ALVES MOREIRA

**MONITORIZAÇÃO ELETRÔNICA DA PRESSÃO EM CILINDROS DE OXIGÊNIO
MEDICINAL**

Trabalho apresentado ao Centro
Universitário de Brasília
(UniCEUB) como pré-requisito
para a obtenção de Certificado de
Conclusão de Curso de Engenharia
de Computação.

Orientadora: Maria Marony
Souza Farias

BRASÍLIA/DF
DEZEMBRO / 2011

CLAUDINEY ALVES MOREIRA

**MONITORIZAÇÃO ELETRÔNICA DA PRESSÃO EM CILINDROS DE OXIGÊNIO
MEDICINAL**

Trabalho apresentado ao Centro
Universitário de Brasília
(UniCEUB) como pré-requisito
para a obtenção de Certificado de
Conclusão de Curso de Engenharia
de Computação.

Orientadora: Maria Marony
Souza Farias

Este Trabalho foi julgado adequado para a obtenção de Título de Engenheiro de Computação,
e aprovado em sua forma final pela Faculdade de Tecnologia e Ciências Sociais Aplicadas –
FATECS.

Prof. Abiezer Amarília Fernandez
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Maria Marony Souza Farias, Mestre em Engenharia Elétrica.
Orientadora

Karin Astrid Marques dos Santos, Doutorado em Físico Química.
UniCEUB

Fabiano Mariath D Oliveira, Mestre Gestão do Conhecimento e da Tecnologia da Informação.

UniCEUB

João Marcos Souza Costa, Especialista em Matemática.

UniCEUB

Dedico este projeto aos meus pais, pelo seu empenho na difícil missão de educar, a eles meu reconhecimento; a minha esposa, companheira de todos os momentos; por fim a minha filha Ana Paula, fonte de inspiração e amor em minha vida.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, por ter me guiado durante mais esta jornada sem que desanimasse.

Aos meus pais, apoiadores e incentivadores e exemplos de luta e determinação.

A minha esposa pela compreensão nos diversos momentos em que nos mantivemos afastados para me dedicar aos estudos, pelo seu companheirismo e pelas palavras de incentivo nos momentos mais difíceis.

Aos professores que participaram desta longa jornada, em especial professora Marony minha orientadora e professor Javier.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE TABELAS	11
RESUMO	12
ABSTRACT	13
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO.....	14
1.1 - Apresentação do Problema.....	14
1.2 - Objetivos	15
1.2.1 - Objetivo geral.....	15
1.2.2 - Objetivo específico.....	15
1.3 -Justificativa e Importância	15
1.4 - Escopo	16
1.5 - Resultados Esperados.....	16
1.6 - Estrutura	16
CAPÍTULO 2 – APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA	18
2.1 - Conceitos Sobre Oxigênio Medicinal e Utilização	18
2.2 - Distribuição do Oxigênio Medicinal	19
2.3 - Cilindros de Oxigênio	21
2.4 - Administração e Monitorização do Oxigênio	22
2.5 - Apresentação do Problema.....	24
2.6 - Solução Apresentada.....	25
CAPÍTULO 3 - REFERENCIAL TEÓRICO E BASES METODOLÓGICAS	26

3.1 - Propriedades Físicas e Químicas do Oxigênio.....	26
3.1.1 - Aplicações	27
3.2 – Propriedades Físicas dos Fluidos.....	27
3.2.1 - Mobilidade	28
3.2.2 - Densidade	28
3.2.3 - Pressão em fluidos.....	29
3.2.4 - Medição de pressão estática no fluido em movimento	29
3.2.5 - Pressão atmosférica.....	29
3.2.6 - Pressão Absoluta e Pressão Manométrica.....	30
3.2.7 - Transformação Isotérmica - Lei de Boyle.....	31
3.2.8 - Unidades de medida de pressão	32
3.3 - Manômetros e Transdutores de Pressão	32
3.3.1 - Tipos básicos de transdutores.....	33
3.3.2 - Critérios de seleção do transdutor	34
3.3.3 - Sensor de pressão piezoresistivo	34
3.3.4 - Sensor utilizado no projeto.....	34
3.4 - Microcontrolador.....	35
3.4.1 - Microcontroladores PIC	36
3.4.2 - Microcontrolador pic 16F877A.....	37
3.4.3 - Interrupções	39
3.4.4 - Conversor Analógico/Digital	39
3.5 - Programação.....	40
3.6 - Mostrador LCD	40
3.6.1 - Mostrador utilizado no projeto.....	43
3.7 - Ferramentas Utilizadas	44
3.7.1 - MPLAB IDE	44
3.7.2 - Proteus Isis, Ares.....	44
3.7.3 - MultiPROG PLUS®	45
 CAPÍTULO 4 - MONITORIZAÇÃO ELETRÔNICA DA PRESSÃO EM CILINDROS DE OXIGÊNIO MEDICINAL	 46

4.1 - Aspectos Gerais.....	46
4.2 - Lógica e Funcionamento do Sistema	47
4.2.1 - Seleção do cilindro empregado pelo usuário.....	47
4.2.2 - Conversão da pressão em sinal elétrico.....	47
4.2.3 - Conversão analógica digital e tratamento dos dados	49
4.2.4 - Processamento da informação digital.....	50
4.2.5 - Interface usuário.....	51
4.3 – Implementação Física do Protótipo	52
4.3.1 - Esquema elétrico	52
4.3.2 - Desenvolvimento do Programa	53
4.3.3 - Confecção da Placa e Montagem dos Componentes.....	58
CAPÍTULO 5 – TESTES FINAIS E RESULTADOS	62
5.1 – Verificações de Funcionamento do Programa.....	63
5.2 – Verificações de Leitura da Pressão.....	64
5.3 – Verificações de Volume Calculado e Informado	65
5.4 – Verificações de Autonomia	65
5.5 – Verificações de Alarme	66
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO	67
6.1 – Conclusões.....	67
6.2 – Sugestões de Trabalhos Futuros	67
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	69
APÊNDICE A - CÓDIGO DO PROGRAMA	71

LISTA DE FIGURAS

Figura 2. 1 - Incubadora de transporte.....	18
Figura 2. 2 - Cilindros de oxigênio.....	19
Figura 2. 3 - Tanque criogênico	20
Figura 2. 4 - Reservatório para oxigênio líquido.....	20
Figura 2. 5 - Concentrador de oxigênio.....	21
Figura 2. 6 - Relação volume e capacidade cilindros de oxigênio	21
Figura 2. 7 – Ambulância	22
Figura 2. 8 – Ventilador de transporte.....	22
Figura 2. 9 – Fluxômetros	23
Figura 2. 10 – Manômetro de pressão	23
Figura 2. 11 – Cilindro com regulador, manômetro e fluxômetro	24
Figura 2. 12 – Transdutor de pressão	25
 Figura 3. 1 - Sólido e fluido.....	 28
Figura 3. 2 - Definições de pressão	30
Figura 3. 3 -Manômetro de Bourdon.....	33
Figura 3. 4 – Sensor utilizado no projeto	34
Figura 3. 5 - Arquitetura de Von-Neumann	36
Figura 3. 6 - Arquitetura de Harvard	37
Figura 3. 7 - PIC 16F877A	38
Figura 3. 8 - Display LCD 2x16.....	44
Figura 3. 9 - MultiPROG Plus®	45
 Figura 4. 1 - Lógica e funcionamento do sistema	 46
Figura 4. 2 - Implementação física do protótipo	46
Figura 4. 3 - Rótulo cilindro de oxigênio	47

Figura 4. 4 - Cilindro de oxigênio	47
Figura 4. 5 - Gráfico tensão x pressão	48
Figura 4. 6 - Montagem transdutor	49
Figura 4. 7 - Esquema de ligação display e microcontrolador	52
Figura 4. 8 - Esquema elétrico protótipo	53
Figura 4. 9 - Fluxograma da rotina do programa	54
Figura 4. 10 - Interface Mplab	55
Figura 4. 11 - Rotina de inicialização do programa	56
Figura 4. 12 - Divisor de tensão	57
Figura 4. 13 - Interface de simulação ISIS 7 Professional	57
Figura 4. 14 - Interface de seleção dos encapsulamentos de componentes Ares 7 Professional	58
Figura 4. 15 - Distribuição dos componentes na placa e roteamento das trilhas	59
Figura 4. 16 - Perspectiva final da placa montada	59
Figura 4. 17 - Layout final da placa	60
Figura 4. 18 - Pci face componentes	60
Figura 4. 19 - Pci face trilhas	61
 Figura 5. 1 - Protótipo finalizado	 62
Figura 5. 2 - Display exibindo informação 1	63
Figura 5. 3 - Display exibindo informação 2	63
Figura 5. 4 - Display exibindo informação 3	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Pinagem dos mostradores LCD	42
Tabela 2 Relação de Conversão Analógica\Digital	49
Tabela 3 Relação conversão volume bit a bit	51
Tabela 4 Pressão informada, pressão real.....	64
Tabela 5 Volume informado para pressão lida, volume real.	65
Tabela 6 Comparativo referente aos cálculos de autonomia.	66

RESUMO

O presente trabalho tem como objetivo, a partir do desenvolvimento do protótipo de um dispositivo de monitoração eletrônica da pressão em cilindros de oxigênio medicinal, permitir que os usuários dos cilindros obtenham o volume do oxigênio que se encontra armazenado no cilindro em condições de pressão ambiente, na qual o oxigênio é utilizado, de maneira simples e automática. O dispositivo desenvolvido auxiliará o usuário com informações referente ao consumo medido no último minuto, estimativa da autonomia do cilindro com base no volume consumido do último minuto e emitirá um alerta ao usuário por ocasião da baixa autonomia do cilindro.

Palavras Chave: Pressão, Cilindro, Volume, Oxigênio.

ABSTRACT

This paper has the objective, with the development the prototype of a electronic monitoring device's pressure on medical oxygen cylinders, allow users to obtain the volume of the cylinders of the oxygen that is stored in the cylinder under conditions of ambient pressure, in which oxygen is used, so simple and automatic. The developed device helps the user with information regarding the measured consumption in the last minute; estimate of the autonomy of the cylinder based on the volume consumed the last minute and will alert the user at the low autonomy of the cylinder.

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

O oxigênio armazenado em cilindros é um gás que está armazenado em forma de gás comprimido em situação de volume constante e pressão variável. Quando este gás é liberado do cilindro, este sai de um ambiente onde está comprimido em pressões superiores a pressão atmosférica e passa então a se comportar em um ambiente de pressão atmosférica, neste momento o gás sofre uma variação em seu volume devido ao afastamento de suas moléculas, fato este comprovado pela lei dos gases perfeitos.

1.1 - Apresentação do Problema

Atualmente, são encontrados nas unidades hospitalares variados tipos de cilindros de oxigênio de diversos volumes. Os cilindros, quando disponibilizados para uso, recebem um manômetro analógico responsável por medir a pressão interna do cilindro, não havendo diferenciações de manômetros para cilindros de volumes distintos.

O paciente, por ocasião do uso do oxigênio, o faz através de dispositivos que ajustam a quantidade ministrada através do volume a ser consumido em pressão ambiente, desta maneira, quando submetido a oxigenoterapia serão observados e controlados o volume e fluxo administrado.

A interrupção de qualquer terapia aplicada ao paciente por falta ou falha de qualquer tipo de recurso pode ser determinante para o sucesso ou insucesso do tratamento, não sendo diferente quando se trata do fornecimento de oxigênio. Daí a importância do usuário conhecer a capacidade dos cilindros de oxigênio.

De fato, a simples informação da pressão informada no manômetro e a informação do volume do cilindro, impressa em seu invólucro, são suficientes para que o usuário calcule o volume armazenado no cilindro quando exposto a pressão atmosférica.

Ocorre que muitos usuários, em função das diversas atividades e cuidados que desenvolve no cuidado com pacientes, não têm tempo e em muitos casos o conhecimento necessário para realizar mais uma tarefa, implicando em transporte de pacientes com

oxigênio, com carga excessiva, resultando na mobilização de um maior número de pessoas envolvidas no transporte.

Observou-se ainda que alguns manômetros não efetuam medida de pressão quando está menor ou igual a 10 kgf/cm², o que induz os usuários ao descarte do oxigênio restante no cilindro, efetuando a substituição sem nenhum controle do gás que é devolvido ao fornecedor.

1.2 - Objetivos

1.2.1 - Objetivo geral

Automatizar o processo de cálculo do volume em cilindros de oxigênio medicinal.

Definir com segurança a autonomia dos cilindros.

Possibilitar ao usuário escolher com maior praticidade e agilidade a opção de cilindro mais viável a cada procedimento.

Impedir que os usuários sejam surpreendidos pelo esgotamento inesperado do oxigênio.

Melhorar o controle do oxigênio devolvido ao fornecedor por ocasião da substituição dos cilindros.

1.2.2 - Objetivo específico

Proporcionar aos usuários de cilindros de oxigênio, através de um monitor instalado no cilindro, informações sobre o volume do gás armazenado no cilindro em uso, a pressão do gás armazenado medido e informado em “bar”; autonomia do cilindro em e alertar o usuário através de alarme sonoro e por exibição de mensagem no display quando a autonomia do cilindro for inferior a dez minutos.

1.3 -Justificativa e Importância

Cilindros de oxigênio são empregados frequentemente por profissionais da área de saúde em procedimentos cotidianos, em ambiente intra-hospitalar e extra-hospitalar, por socorristas, durante atendimento de variados tipos e necessidades, utilizados em residências por pessoas que dependem deste oxigênio para sobreviverem.

1.4 - Escopo

O sistema proposto a ser desenvolvido está disposto em quatro processos interligados que resultam nas informações desejadas.

- **Captação da pressão do cilindro:** Um sensor de pressão eletrônico linear capaz de medir pressões na escala de zero a duzentos bar, instalado junto ao regulador de pressão cilindro, será utilizado para realizar a medida de pressão interna do cilindro.
- **Conversão A/D:** O sinal gerado pelo sensor de pressão será convertido em sinal digital por um conversor analógico digital de 10 bits.
- **Processamento da informação:** O resultado da conversão analógico digital passará por um processo que o converterá em dado valor que refletirá o volume armazenando conforme o volume do cilindro informado pelo usuário.
- **Informação do resultado:** O resultado será expresso em um display LCD 16x2, onde será apresentada a pressão do cilindro, volume, valor consumido no último intervalo medido e autonomia.

1.5 - Resultados Esperados

Pretende-se com este projeto automatizar um processo importante para aqueles que lidam com procedimentos onde estão inseridos os cilindros de oxigênio e que ainda não podem contar com recurso similar ao proposto no presente projeto, ainda chamar atenção dos grandes consumidores oxigênio para o descarte de cilindros com reserva de oxigênio.

1.6 - Estrutura

Esta monografia está estruturada em seis capítulos e apresenta o conteúdo como descrito a seguir:

Capítulo 1 (um), introdução do projeto onde é feita uma apresentação geral do tema, exposição do problema, relevância e objetivos propostos.

Capítulo 2 (dois), dedicado ao aprofundamento do tema, trata de conceitos referentes ao oxigênio medicinal, sua utilização, distribuição, tipos de cilindros, recursos utilizados para ministrar oxigênio, aprofundamento do problema e solução.

Capítulo 3 (três) trata das bases metodológicas necessárias ao desenvolvimento do projeto.

Capítulo 4 (quatro) detalha o processo de implementação do projeto, descrevendo os recursos utilizados e fases do programa desenvolvido para viabilizar o projeto.

Capítulo 5 (cinco) traz os resultados alcançados com o funcionamento do protótipo.

Capítulo 6 (seis) dedica-se a conclusão do trabalho realizado.

CAPÍTULO 2 – APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

2.1 - Conceitos Sobre Oxigênio Medicinal e Utilização

Oxigênio medicinal é um gás incolor, altamente oxidante, armazenado em cilindros, comprimido a altas pressões. O oxigênio, componente fundamental para a presença da vida aeróbica constitui um importante capítulo da terapêutica. ‘O oxigênio é fonte de vida, e seu uso complementar em pacientes com algumas doenças pulmonares é fundamental para a melhora de qualidade de vida dos mesmos. (JARDIM, OLIVEIRA e PINHEIRO, 2011).

Na área médica, o oxigênio puro tem um papel vital, destinado a tratar ou prevenir doenças em humanos, sendo administrado para fins de diagnóstico médico ou para restaurar, corrigir ou modificar funções fisiológicas. Nas incubadoras de recém-nascidos, figura 2.1, as chances de sobrevivência aumentam com o enriquecimento do ar com oxigênio. Sua aplicação é imprescindível nos casos de ressuscitação cardiorrespiratória, na terapia intensiva, e em anestesia. O oxigênio também é utilizado para administrar medicamentos através de nebulização ou inalação, além de ser vital na terapia hiperbárica.



Figura 2. 1 - Incubadora de transporte

Fonte: www.knoxmedical.com acesso em 10/08/2011

A mistura gasosa de alta pureza iguala-se ao ar atmosférico, porém, isenta de umidade, microrganismos e resíduos poluentes. Devido a sua alta pureza é indicada na movimentação pneumática de aparelhos de anestesia, respiradores de UTI (unidade de terapia intensiva) e secagem de instrumentos cirúrgicos. O Curso de Educação à Distância em Anestesiologia,

ministrado pela Sociedade Brasileira de Anestesiologia, em seu capítulo ‘Transporte de Pacientes Intra-Hospitalar e Inter-Hospitalar’, fala sobre a importância do oxigênio durante o transporte e preconiza como uma das contraindicações para o transporte de pacientes a ‘Incapacidade de manter oxigenação e ventilação adequadas durante o transporte ou durante a permanência no setor de destino’ (LACERDA, CRUVINEL e SILVA, 2011), dada a importância do oxigênio durante o transporte. Dentre as várias ações a serem tomadas pela equipe de transporte com relação ao material e equipamentos uma destas se destina a checagem do nível de gases nos cilindros.

2.2 - Distribuição do Oxigênio Medicinal

No Brasil, os gases medicinais são produzidos, armazenados e distribuídos, segundo as normas da Farmacopéia Européia.

O oxigênio obedece alguns critérios de distribuição:

- Em quantidades moderadas sua distribuição se dá em cilindros de aço ou alumínio, figura 2.2, armazenados como um gás não liquefeito a pressões de até 200 bar a temperatura de 21°C.

Cilindros são largamente utilizados na locomoção de pacientes.



Figura 2. 2 - Cilindros de oxigênio

Fonte: www.gibaaluguel.com.br acesso em 10/09/2011

- Em grandes quantidades sua distribuição se dá por meio de carretas equipadas com tanques criogênicos, transportado na forma líquida a baixa pressão em temperatura aproximada de -183 °C.

Na unidade consumidora o armazenamento também se dá no estado líquido em tanque criogênico fixo, figura 2.3.



Figura 2. 3 - Tanque criogênico

Fonte: www.static.catalogohospitalar.com.br acesso em 10/09/2011

- O fornecimento também pode ser realizado através de tubulações ligando unidades de produção a unidades consumidoras.

O fornecimento de oxigênio para oxigenoterapia domiciliar ocorre no estado líquido e gasoso das seguintes maneiras:

- Em cilindros de aço ou alumínio no estado gasoso.
- Através de concentradores de oxigênio, figura 2.5, no estado gasoso.
- No estado líquido em reservatórios especiais como da figura 2.4.



Figura 2. 4 - Reservatório para oxigênio líquido

Fonte: www.linde-gastherapeutics.com.br acesso em 10/09/2011



Figura 2. 5 - Concentrador de oxigênio

Fonte: www.oxymaster.net acesso em 10/09/2011

A distribuição do oxigênio nas edificações de assistência a saúde é realizada por meio de redes de gases projetadas exclusivamente para abastecimento de gases medicinais, estes sistemas são projetados para atender todos os leitos da unidade. Além do método mencionado, a distribuição de oxigênio é complementada com uso de cilindros distribuídos pelos diversos setores das unidades. Cilindros de pequeno porte são de extrema importância nos hospitais, pois estes fazem parte do conjunto de dispositivos imprescindíveis a viabilizar a circulação de pacientes debilitados que dependem do aporte extra de oxigênio.

2.3 - Cilindros de Oxigênio

Cilindros para armazenamento de oxigênio podem ser fabricados em aço, aço carbono ou alumínio, e produzidos em diversos tamanhos desde os cilindros portáteis até os de aproximadamente 1,70 metros de altura, na figura 2.6 temos alguns modelos conforme o porte e capacidade. No Brasil, são utilizados cilindros de várias capacidades produzidos por diferentes fabricantes.

	ALUMÍNIO			AÇO								
VOLUME	M9 – 1,7 litros	MD – 2,9 litros	ME – 4,6 litros	3,0 litros	3,6 litros	5,0 litros	7,0 litros	10,0 litros	15,0 litros	20,0 litros	40,0 litros	50,0 litros
CAPACIDADE	0,26 m ³	0,43 m ³	0,68 m ³	0,45 m ³	0,54 m ³	0,75 m ³	1,05 m ³	1,50 m ³	2,25 m ³	3,00 m ³	6,00 m ³	10,00 m ³
	Portáteis							Médios		Grandes		

Figura 2. 6 - Relação volume e capacidade cilindros de oxigênio

Fonte: Autor

Os cilindros de oxigênio de pequeno e médio, em razão de suas dimensões e peso, são os mais utilizados no transporte de pacientes intra-hospitalar e inter-hospitalar, na figura 2.7 há uma ambulância equipada com cilindros de oxigênio.



Figura 2. 7 – Ambulância

Fonte: www.mogianaonline.com.br acesso em 11/09/2011

2.4 - Administração e Monitorização do Oxigênio

A administração do oxigênio durante os cuidados ao paciente se da no seu estado gasoso. Para regular este procedimento, os principais dispositivos utilizados são: reguladores de pressão, utilizados para reduzir a pressão de saída do oxigênio armazenado em cilindros; os ventiladores mecânico, figura 2.8, utilizado em pacientes que necessitem de suporte ventilatório.



Figura 2. 8 – Ventilador de transporte

Fonte: www.ribertechospitalar.com.br acesso em 11/09/2011

Há o fluxômetro, figura 2.9, utilizado para ajustar o fluxo de oxigênio administrado.



Figura 2. 9 – Fluxômetros

Fonte: www.rwr.com.br acesso em 11/09/11

A monitorização do nível de oxigênio nos cilindros é realizada através de manômetros analógicos, figura 2.10. Os manômetros são instalados nos cilindros permitindo ao usuário tomar conhecimento da pressão interna ao qual está submetido oxigênio armazenado no interior do cilindro.



Figura 2. 10 – Manômetro de pressão

Fonte: www.turotest.com.br acesso em 11/09/11

O atual sistema de monitorização está limitado à informação da pressão do oxigênio armazenado no interior do cilindro e não possui indicadores que alerte o usuário por ocasião do termino do oxigênio.

Ao se analisar os mecanismos de controle do oxigênio administrado ao paciente, verifica-se que o gás é administrado em um determinado volume, ajustando-se o fluxo, procedimento realizado pelo profissional através de um fluxômetro ou ventilador mecânico.

2.5 - Apresentação do Problema

O modelo de monitorização do nível de oxigênio medicinal no cilindro, conforme exposto é composto por um manômetro que mede continuamente a pressão do oxigênio no seu interior. Temos na figura 2.11 um cilindro de oxigênio equipado com manômetro e fluxômetro.

Durante administração de oxigênio ao paciente, este é inalado em pressão atmosférica e tendo como variável de controle da quantidade recebida, apenas o ajuste de fluxo através do fluxômetro. Logo, o volume de oxigênio administrado ao paciente é consequência do fluxo de oxigênio administrado e do tempo em que se permanece recebendo o oxigênio. Autonomia de um determinado cilindro pode ser extraída a partir das seguintes informações: volume do cilindro, pressão do oxigênio, pressão atmosférica e fluxo administrado ao paciente.



Figura 2. 11 – Cilindro com regulador, manômetro e fluxômetro

Fonte: www.gelomais.com.br acesso em 11/09/11

A autonomia do cilindro é uma informação útil, pois permite que aos profissionais da área de saúde, determinem com margem de segurança o número de cilindros a serem utilizados nos diferentes procedimentos. Desta forma, reduzindo riscos de falta de oxigênio durante os procedimentos, o excesso de peso com cilindros desnecessários, além de possibilitar a definição de uma estratégia para manter o fornecimento do oxigênio, visando maior economia reduzindo o desperdício do gás. Para conhecer tais informações, são necessários alguns

cálculos que exige dos usuários o devido conhecimento das fórmulas matemáticas para o desenvolvimento dos cálculos e tempo para realiza-los, tempo melhor aproveitado quando utilizado no acolhimento e cuidados com o paciente. Vários são os fatores que dificultam os cálculos, além dos mencionados, há de levar em consideração o desconhecimento das equações por alguns profissionais.

2.6 - Solução Apresentada

O projeto visa o desenvolvimento de um monitor de pressão eletrônico em substituição ao modelo analógico. Este monitor reúne em um único dispositivo informações contínuas sobre o consumo médio de oxigênio, autonomia do cilindro determinada em horas, um alarme sonoro antecipando o esgotamento do oxigênio e por fim a pressão do oxigênio confinado no cilindro. Este monitor possuirá três opções de seleção de cilindro, o projeto a ser desenvolvido direcionará o foco em cilindros mais comuns no transporte de pacientes, para tal serão implementadas funções para o cálculo em cilindros de 3,1L, 3,6L e 5L. Funções para outros cilindros poderão ser facilmente implementadas a partir da alteração do código.

O projeto é desenvolvido a partir de um transdutor de pressão como da figura 2.12, capaz de converter em um dado valor pressórico do gás armazenado no cilindro em um dado valor de tensão elétrica.



Figura 2. 12 – Transdutor de pressão

Fonte: www.acros.com.br acesso em 11/09/11

O transdutor de pressão devidamente alimentado é conectado a um Microcontrolador responsável pelo processamento e tratamento do sinal amostrado. Cabe ao usuário do dispositivo ativar seu funcionamento, informa o volume do cilindro e ajustar o alarme conforme desejado.

CAPÍTULO 3 - REFERENCIAL TEÓRICO E BASES METODOLÓGICAS

Para o desenvolvimento do projeto, cálculos e melhor entendimento do comportamento do oxigênio acondicionado em variados níveis pressão são necessários alguns fundamentos em física que serão expostos ao longo deste capítulo.

O ar atmosférico, foi por muito tempo considerado um único elemento químico, somente no século no final do século XVIII o ar atmosférico foi reconhecido como uma mistura cujo principal constituinte é oxigênio. (Oxigênio, 2011).

Elemento químico de símbolo “O”, pertencente ao grupo dos calcogênios, foi descoberto por Joseph Priestley em 1722, por calcinação do nitrato de potássio. A partir de 1775, Lavoisier estabeleceu suas propriedades, mostrou que existia no ar e na água, e indicou seu papel fundamental nas combustões e na respiração. Coube ao químico francês Antoine Lavoisier mostrar que a combustão, a calcinação dos metais e a respiração são fenômenos relacionados entre si, pois são todos processos de combinação com oxigênio. (Oxigênio, 2011).

3.1 - Propriedades Físicas e Químicas do Oxigênio

O oxigênio natural é um gás incolor e inodoro, com densidade 1,105g/L que só se liquefaz a -138°C , que consiste numa mistura de três isótopos estáveis: o oxigênio 16 (99,78%), o oxigênio 17 (0,37%) e o oxigênio 18 (0,204%), ver quadro 3.1 propriedades físicas e químicas do oxigênio.

Propriedades físicas e químicas do oxigênio:	
Número atômico:	8
Peso atômico:	15,9994
Ponto de fusão:	$-218,4^{\circ}\text{C}$
Ponto de ebulição:	-183°C
Densidade:	1,429g/l
Estados de oxidação:	-2
Configuração eletrônica:	$1s^2 2s^2 2p^4$

Quadro 3.1 – Propriedades físicas e químicas do oxigênio

Fonte: (Oxigênio, 2011)

Pouco solúvel em água, forma bolhas que se desprendem facilmente por simples agitação. À temperatura ambiente, a molécula de oxigênio é relativamente inerte, mas na presença de substâncias catalisadoras ou ao ser aquecido, reage com a maioria dos elementos para formar vários compostos. (Oxigênio, 2011).

Na baixa atmosfera e à temperatura ambiente, o oxigênio está presente na forma de moléculas diatômicas (O_2) que constituem um gás incolor, inodoro e insípido, essencial para os organismos vivos. Apresenta densidade levemente superior à do ar e seus átomos são respectivamente pequenos, pois possuem oito elétrons. (Oxigênio, 2011).

3.1.1 - Aplicações

São inúmeras as aplicações do oxigênio na indústria. Vários tipos de maçaricos permitem a realização de tarefas específicas de soldadura nas indústrias de base e de construção. O oxigênio líquido, misturado a outros combustíveis é utilizado como explosivo.

Certos trabalhos que exigem a permanência do homem em ambientes hostis demandam o transporte do oxigênio necessário à respiração. Submarinos, aviões, naves espaciais, prospecções minerais e geológicas a grandes profundidades são abastecidos com tanques e bombas de oxigênio quando não é possível empregar dispositivos de injeção de ar a partir do exterior. Nos centros médicos é comum a administração de oxigênio a pacientes asmáticos ou com problemas pulmonares. Também é aconselhável em processos de envenenamento, nos quais é preciso acelerar os mecanismos de oxidação do sangue. (Oxigênio, 2011).

3.2 – Propriedades Físicas dos Fluidos

Os fluidos compreendem os líquidos e os gases. Os gases se expandem até ocuparem todo o volume do vaso, qualquer que seja a forma. (TIPLER, 2000).

Denomina-se fluido qualquer substância que pode fluir; o termo pode ser usado para um gás ou para um líquido. Geralmente, consideramos gás, o fluido que pode ser facilmente comprimido e um líquido é quase incompressível, embora existam alguns casos excepcionais. (YOUNG e FREEDMAN, 2008).

Fluido é uma substância que não tem uma forma própria, assume o formato do recipiente. Os fluidos são, portanto, os líquidos e os gases, sendo que estes ainda se

distinguem dos primeiros por ocuparem todo o recipiente, enquanto os líquidos apresentam uma superfície livre, conforme ilustrado na figura 3.1. (BRUNETTI, 2008).

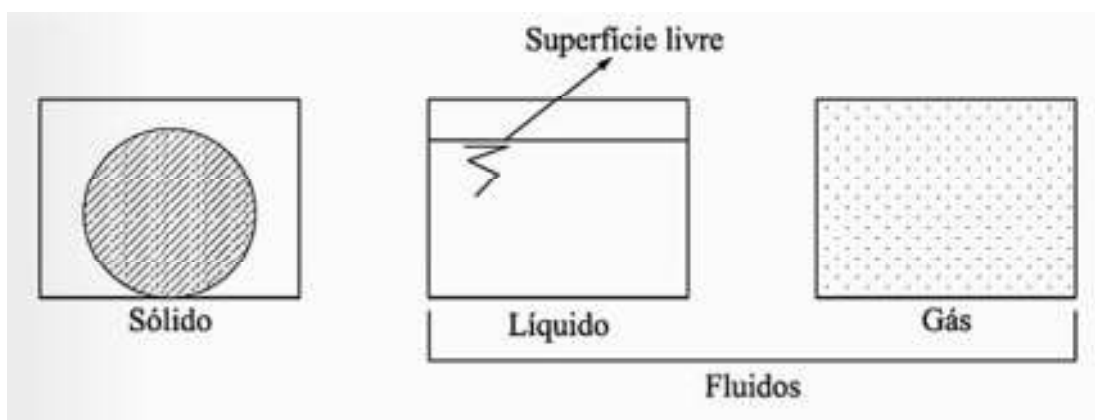


Figura 3. 1 - Sólido e fluido

Fonte: (BRUNETTI, 2008)

Os gases, assim como os líquidos, fluem; logo, ambos são chamados de fluidos. A principal diferença entre um gás e um líquido é a distância entre suas moléculas. Em um gás, as moléculas mantêm-se afastadas umas das outras e estão livres das forças coesivas que dominam seus movimentos quando se encontram nas fases líquida e sólida. Seus movimentos são menos restritos. Um gás se expande indefinidamente e preenche todos os espaços que lhe são disponíveis. Apenas quando a quantidade de gás é muito grande, como na atmosfera terrestre ou em uma estrela, é que realmente as forças gravitacionais limitam o tamanho, ou determinam a forma de uma quantidade de um gás. (HEWITT, 2002).

3.2.1 - Mobilidade

Os fluidos (líquidos e gases), em estado de repouso, não resistem a tensões transversais, de modo que somente transmitem pressões normais às superfícies dos corpos que os contêm. Em outras palavras, os líquidos e gases se adaptam à forma dos corpos que os contêm, sem oferecer resistência. (CARUSO, 2008).

3.2.2 - Densidade

Definida como a massa por unidade de volume. Em português, um sinônimo de densidade é massa específica. (YOUNG e FREEDMAN, 2008).

O cálculo da densidade está representado na equação 1.

$$\rho = \frac{m}{V} \text{ (densidade)} \quad (1)$$

3.2.3 - Pressão em fluidos

Quando um fluido (um gás ou um líquido) está em repouso, ele exerce uma força perpendicular sobre qualquer superfície que esteja em contato com ele, tal como a parede do recipiente ou um corpo imerso no fluido. Embora o fluido como um todo esteja em repouso, as moléculas que o constituem estão em movimento; as forças exercidas pelo fluido são oriundas das colisões moleculares com as superfícies vizinhas. (YOUNG e FREEDMAN, 2008).

Se pensarmos em uma superfície imaginária no *interior* do fluido, o fluido exerce forças iguais e contrárias sobre os dois lados da superfície. (YOUNG e FREEDMAN, 2008). A pressão num ponto de um fluido em repouso é a mesma em qualquer direção conforme equação 2. Lei de Pascal: A pressão aplicada num ponto de um fluido em repouso transmite-se integralmente a todos os pontos dos fluidos. (BRUNETTI, 2008).

$$P = \frac{dF_{\perp}}{dA} \text{ (definição de pressão)} \quad (2)$$

Os fluidos (líquidos e gases), em estado de repouso, não resistem a tensões transversais, de modo que somente transmitem pressões normais às superfícies dos corpos que os contêm. Em outras palavras, os líquidos e gases se adaptam à forma dos corpos que os contêm, sem oferecer resistência. (CARUSO, J, 2000).

3.2.4 - Medição de pressão estática no fluido em movimento

A superfície onde a medição é feita deve estar paralela à direção do fluxo, isso garante que não haverá influência da energia cinética convertida em energia de pressão. (CARUSO, 2008).

Numa tubulação, a tomada de pressão deve ser perpendicular à direção radial. (CARUSO, 2008).

3.2.5 - Pressão atmosférica

A camada mais externa da Terra é gasosa e recebe o nome de atmosfera. Os gases da atmosfera são mais densos nas altitudes menores e mais rarefeitos à medida que a altura aumenta, atingindo cerca de 100 km de altitude. O peso dessa coluna produz a pressão atmosférica. (CARUSO, 2008).

Análoga a pressão no fundo do oceano, a atmosfera, de maneira parecida com a água de um lago, exerce pressão. (HEWITT, 2002).

Da mesma maneira como a pressão da água é causada por seu próprio peso, a pressão atmosférica é causada pelo peso do próprio ar. (HEWITT, 2002).

Essa pressão varia com as condições do tempo e com a altitude. (YOUNG e FREEDMAN, 2008).

A pressão atmosférica média ao nível do mar é de 101,3 quilopascal (101,3 kPa). (HEWITT, 2002).

3.2.6 - Pressão Absoluta e Pressão Manométrica

O excesso da pressão acima da pressão atmosférica denomina-se pressão manométrica, e a pressão total denomina-se pressão absoluta. (YOUNG e FREEDMAN, 2008).

A figura 3.2 nos permite identificar situações que resultam na pressão manométrica. Pressão manométrica é resultante da subtração da “Pref.” da “pressão absoluta”, os casos “Pref.a” e “Pref.b” resultam em sobrepressão ou pressão positiva. Em “Pref.c” temos um caso subpressão ou vácuo.

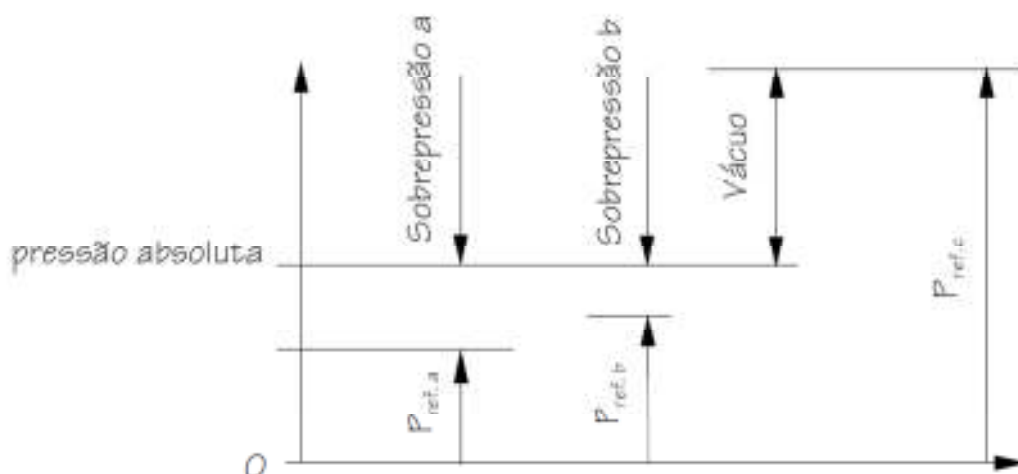


Figura 3. 2 - Definições de pressão

Fonte: (CARUSO, 2008)

A pressão absoluta dentro de um recipiente maior que a pressão de referência, terá como resultado uma diferença de pressão positiva no manômetro (sobrepessão); sendo menor, a diferença resultará em pressão negativa (subpressão ou vácuo). (CARUSO, 2008).

3.2.7 - Transformação Isotérmica - Lei de Boyle

A pressão do ar dentro dos pneus inflados de um automóvel é consideravelmente maior do que a pressão atmosférica externa. A densidade do ar dentro dos pneus também é maior do que a do ar externo. Para compreender a relação entre *pressão e densidade*, pense nas moléculas de ar dentro do pneu (a maioria de nitrogênio e oxigênio), onde se comportam como se fossem minúsculas bolas de ping-pong movendo-se numa confusão perpétua e chocando-se violentamente umas contra as outras e com as paredes internas do recipiente. Seus inúmeros impactos produzem uma força total “trêmula”, que parece aos nossos sentidos grosseiros como um empurrão constante. Esta força média atuante sobre uma unidade de área gera a pressão do ar que está confinado. (HEWITT, 2002).

Em geral, podemos afirmar que o produto do volume pela pressão para certa massa de gás é uma constante se a temperatura não varia. Essa relação é conhecida como lei de Boyle. (HEWITT, 2002).

Historicamente, o trabalho de diversos pesquisadores levou à formulação da lei dos gases perfeitos. O cientista irlandês Robert Boyle descobriu que, a uma temperatura constante, a pressão absoluta de uma dada massa (número fixado de mols) de um gás com baixa densidade é inversamente proporcional ao seu volume. Este fato é frequentemente chamado de lei de Boyle e pode ser deduzido da lei dos gases perfeitos onde $P = \frac{nRT}{V}$, quando nRT são constantes. Alternativamente, se um gás perfeito varia de uma pressão e um volume inicial (P_i, V_i) até uma pressão e um volume finais (P_f, V_f) , é possível escrever $P_i V_i = nRT$ e $P_f V_f = nRT$. Como os lados direitos destas equações são iguais, podemos igualar os lados esquerdos e obter a seguinte forma concisa de expressar a lei de Boyle, expressa na equação número 3.

$$P_i V_i = P_f V_f \quad (3)$$

Uma curva de pressão em função do volume para um gás a uma temperatura constante é chamada de isoterma. Para um gás perfeito, cada isoterma é uma curva que obedece à equação $P = nRT/V$ onde nRT são constantes. (CUTINELL e JOHNSON, 2006).

A lei de Boyle se aplica a gases ideais. Um gás ideal é aquele no qual os efeitos perturbativos das forças intermoleculares e o tamanho finito das moléculas individuais podem ser desprezados. O ar e outros gases comuns, sob pressões normais, se aproximam bastante das condições de gás ideal. (HEWITT, 2002).

3.2.8 - Unidades de medida de pressão

As unidades de pressão podem ser divididas em três grupos:

- a) Unidades de pressão propriamente ditas, baseadas na definição (F/A). Entre elas, as mais utilizadas são: kgf/m^2 ; kgf/cm^2 ; $\text{N/m}^2 = \text{Pa}$ (pascal); $\text{daN/cm}^2 = \text{bar}$ (decanewton por centímetro quadrado); $\text{lb/pol}^2 = \text{psi}$ (*pounds per square inches* = libras por polegada quadrada). A relação entre essas unidades é facilmente obtida por uma simples transformação: $1 \text{ kgf/cm}^2 = 10^4 \text{ kgf/m}^2 = 9,8 \times 10^4 \text{ Pa} = 0,98 \text{ bar} = 14,2 \text{ psi}$.
- b) Unidades de carga de pressão utilizadas para indicar a pressão. Essas unidades são indicadas por uma unidade de comprimento seguida da denominação do fluido que produziria a carga de pressão (ou coluna) correspondente à pressão dada.
- c) Unidades definidas. Entre elas, destaca-se a unidade atmosfera (atm), que, por definição, é a pressão que poderia elevar a 760 mm uma coluna de mercúrio. Logo, $1 \text{ atm} = 760 \text{ mmHg} = 101.230 \text{ Pa} = 101,23 \text{ kPa} = 10.330 \text{ kgf/m}^2 = 1,033 \text{ kgf/cm}^2 = 1,01 \text{ bar} = 14,7 \text{ psi} = 10,33 \text{ mca}$. (BRUNETTI, 2008).

3.3 - Manômetros e Transdutores de Pressão

Pressões ou depressões são comumente medidas pelo manômetro metálico. Esse nome provém do fato de que a pressão é medida pela deformação do tubo metálico. Ao ligar o manômetro pela tomada de pressão, o tubo fica internamente submetido a uma pressão p que o deforma, havendo um deslocamento de uma extremidade que, ligada ao ponteiro por um sistema de alavancas, relacionará sua deformação com a pressão do reservatório. (BRUNETTI, 2008).

Todos os elementos sensores são denominados *transdutores*. Transdutor é todo dispositivo que recebe uma resposta de saída, da mesma espécie ou diferente, que reproduz certas características do sinal de entrada, a partir de uma relação definida. (ROSÁRIO, 2005).

Pode ser visto na figura 3.3 um manômetro de tubo metálico.

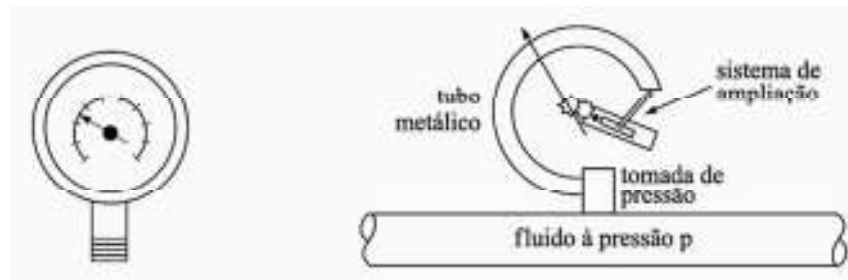


Figura 3. 3 -Manômetro de Bourdon

Fonte: (BRUNETTI, 2008)

A maioria dos transdutores é um transdutor elétrico, pois converge a grandeza de entrada em uma grandeza elétrica, que pode ser medida por um circuito eletroeletrônico. As grandezas elétricas que apresentam variações proporcionais as grandezas que estão sendo medidas e indicadas pelos sensores são tensão elétrica, corrente elétrica e resistência elétrica. (ROSÁRIO, 2005).

3.3.1 - Tipos básicos de transdutores

Transdutores podem ser: Resistivos, Capacitivos, Indutivos, Termoelétricos, Pizoelétricos, Transdutores de Estado Sólido e Transdutores Digitais.

Transdutores são classificados em passivos e ativos.

Passivos:

Não gera energia elétrica, necessita de fonte auxiliar para extrair o sinal.

Baseiam-se sempre na variação de uma grandeza elétrica.

Ativos:

Não necessitam de fonte auxiliar para extrair o sinal.

Comportam-se como geradores, logo a energia necessária ao seu funcionamento deriva do próprio processo (princípio da conservação de energia).

3.3.2 - Critérios de seleção do transdutor

Existem vários fatores que devem ser considerados na escolha de um transdutor de pressão para uma aplicação específica. Estes fatores incluem precisão estática, sensibilidade, limites de temperatura, pressão máxima, histeresis, linearidade, tamanho, peso, resistência à corrosão, tipo de sinal e finalmente o custo. Para medição de pressão transiente é importante considerar as características dinâmicas, não somente do transdutor, mas do sistema com um todo. (ISMAIL, GONÇALVES e BENEVENUTO, 1998).

3.3.3 - Sensor de pressão piezoresistivo

Dá-se o nome de efeito piezoresistivo, à alteração de resistência de um condutor elétrico submetido (CARUSO, 2008) a carga mecânica. Este condutor pode ser um fio ou um metal depositado numa placa de filme fino.

3.3.4 - Sensor utilizado no projeto

Transmissor de pressão com elemento sensor piezoresistivo que converte a pressão aplicada pelo fluido em sinal elétrico. Trata-se de um sensor analógico onde um determinado valor de pressão é representado por um valor em tensão elétrica. O sensor utilizado é linear o que representa proporcionalidade entre o sinal gerado e a grandeza física medida; sua faixa de atuação varia de 0 a 200 bar para grandeza física medida, como resposta a pressão aplicada varia a tensão entre 0 e 5 volts.

O sensor utilizado no projeto possui um circuito eletrônico de alta confiabilidade, construído em componentes SMD(dispositivos de montagem em superfície), montado em invólucro de aço inoxidável. O circuito eletrônico é responsável pela amplificação, linearização e padronização do sinal produzido. Este sensor é similar ao sensor na figura 3.4.



Figura 3. 4 – Sensor utilizado no projeto

Fonte: www.temperuniao.com.br acesso em 11/09/11

Este circuito é alimentado por uma tensão que varia de 14 a 36 volts, sendo a corrente de consumo máxima 10 mA. Temperatura de operação do fluido é de -40 a 123°C, grau de proteção IP65.

3.4 - Microcontrolador

Dispositivo semicondutor em forma de CI (circuito integrado), que integra todas as partes básicas de um microcomputador – microprocessador (CPU), memórias não voláteis (ROM/PROM/EPROM/ EEPROM), memórias voláteis (RAM, SRAM, DRAM, *Flash* RAM), portas de entrada e saída (portas de comunicação paralela, portas de comunicação serial, conversores analógicos/digitais, conversores digitais/analógicos etc.). Ele é conhecido como um microcomputador implementado em um único CI. Geralmente, é limitado em termos de quantidade de memória, principalmente no que diz respeito à memória de dados, e é utilizado em aplicações específicas, ou seja, naquelas que não necessitam armazenar grandes quantidades de dados, como em automação residencial (fornos de micro-ondas, máquinas de lavar roupa, telefones, alarmes residenciais, automação de portões etc.), em automação predial (elevadores, controladores lógicos programáveis, ou CLPs, controladores de acesso restrito, relógio de ponto) e na automação embarcada (computadores de bordo, alarmes, etc.). (GIMENEZ, 2002).

Microcontrolador é um componente eletrônico que pode ser programado de acordo com sua utilidade e necessidade do programador. Microcontrolador são capazes de enviar e receber informações a dispositivos como: LED (*Light Emiting Diode*), botões, display de cristal líquido, transdutores e outros dispositivos. A operação dos periféricos é baseada na lógica programada no Microcontrolador e no estado de entrada e saída das portas conectadas aos periféricos. (SOUZA, 2005).

Microcontrolador é um dispositivo programável, toda a lógica de operação é estruturada na forma de um programa que é gravado no componente. O programa é executado sempre que o Microcontrolador é ativado. (SOUZA, 2005).

O processamento está associado à Unidade Lógica de Aritmética (ULA), onde são realizadas operações matemáticas e lógicas. Quanto maior a capacidade da ULA maior será a capacidade de processamento do dispositivo. (SOUZA, 2005).

A finalidade principal do microcontrolador é o controle digital. Deve oferecer uma grande quantidade de recursos para entradas e saídas digitais, possibilidade de medir

intervalos de tempo e viabilizar sistemas de pequeno tamanho físico. Ele não precisa realizar operações sofisticadas sobre os dados. Resumindo, nunca um microcontrolador será usado para construir um computador. (ZELENOVSKY e MENDONÇA, 2005).

A definição Microcontrolador se dá em função de uma única pastilha de silício encapsulado dispor de diversos componentes utilizados no controle de um processo, o microcontrolador está provido internamente de memória de programa, memória de dados, portas de entrada e saída, timer, comunicação serial, conversor analógico-digital e outros. Estas características diferenciam microcontroladores de microprocessadores, ambos possuem ULA, mas os últimos não possuem todos os recursos em uma única pastilha. (SOUZA, 2005).

A seleção do microcontrolador deve tomar como base as exigências do sistema onde ele será empregado. Um ponto interessante é com relação ao mercado, pois o *chip* deve ser de fácil aquisição. É interessante haver disponibilidade de múltiplos fornecedores, especialmente em se tratando de um projeto industrial. Existe uma grande disponibilidade de fabricantes de microcontroladores, cada um com suas características. Entretanto verifica-se que as diferenças não são assim tão grandes e que, em essência, todos oferecem recursos semelhantes. (ZELENOVSKY e MENDONÇA, 2005).

3.4.1 - Microcontroladores PIC

Microcontroladores PIC apresentam estrutura de máquina interna do tipo *Havard*, enquanto grande parte dos microcontroladores tradicionais apresenta uma arquitetura de *Von-Neumann*. A diferença está na forma como os dados e programas são processados pelo microcontrolador. Na arquitetura tradicional, tipo Von-Neumann, figura 3.5, existe apenas um barramento interno, por onde trafegam instruções e dados. (SOUZA, 2005).



Figura 3. 5 - Arquitetura de Von-Neumann

Fonte: comparacaodearquitecturas.blogspot.com/ acesso em 11/09/2011

Já na arquitetura tipo Harvard, figura 3.6, existem dois barramentos internos, sendo um de dados e outro de instruções. No caso dos microcontroladores PIC, o barramento de dados é sempre de oito bits e o de instruções pode ser de 12, 14 ou 16 bits, dependendo do modelo do microcontrolador. Esse tipo de arquitetura permite que, enquanto uma instrução é executada, outra seja “buscada” na memória, o que torna o processamento mais rápido. O barramento de instruções maior que oito bits permitem ao OP-CODE da instrução incluir o dado e o local onde vai operar, o que significa que apenas uma posição de memória é utilizada por instrução, economizando memória de programa. (SOUZA, 2005).



Figura 3. 6 - Arquitetura de Harvard

Fonte: sistemasuniban.blogspot.com acesso em 11/09/11

Em função dos dados inclusos no OP-CODE, perde-se muito espaço para código da instrução. Por este motivo os PICs utilizam a tecnologia RISC (computador com set de instruções reduzidas) o que possibilita um conjunto de mais ou menos 35 instruções, número inferior aos dos microcontroladores convencionais (CISC) que chegam a superar cem instruções. Por um lado, facilita o aprendizado, mas por outro implica que muitas funções devem ser “construídas” o que exige maior habilidade do programador. (SOUZA, 2005).

3.4.2 - Microcontrolador pic 16F877A

Pic 16F877A, é o microcontrolador utilizado no desenvolvimento deste projeto. Dentre os motivos para escolha deste modelo destaca-se o custo financeiro, vasta documentação disponível, disponibilidade no mercado além das especificações técnicas referenciadas a seguir.

Pic 16F877A trata-se de um microcontrolador de 40 pinos, o que possibilita a montagem de hardware complexo e capaz de interagir com diversos recursos e funções simultâneas.

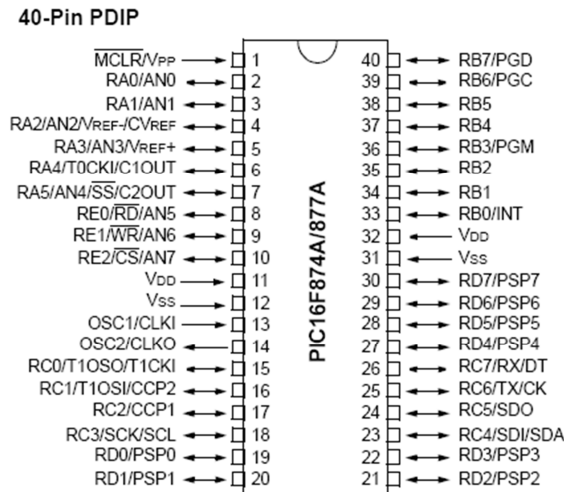


Figura 3. 7 - PIC 16F877A

Fonte: (PIC16F87XA Data Sheet)

Figura 3.7, ilustra a pinagem do pic.

O set de instruções conta com 35 instruções. Dentre os principais recursos destacam-se:

33 portas configuráveis como entrada ou saída;

15 interrupções;

Memória de programação E²PROM FLASH;

Memória de programa com 8kwords;

Memória RAM com 368 bytes;

Três *timers* (2x8 bits e 1x16 bits);

Conversores analógicos de 10 bits;

E outros recursos que podem ser melhor estudados nas diversas bibliografias disponíveis. (SOUZA e LAVINIA, 2005).

Uma grande vantagem da família PIC é que todos os modelos possuem um set de instruções bem parecido, uma vez conhecido um modelo, todos os outros se tornam simples e familiares.

3.4.3 - Interrupções

O PIC 16F877A, possui um total de 15 interrupções diferentes. Todas geram o desvio do programa para o mesmo vetor de interrupção (0004h), desde que devidamente configuradas para tal. Essas interrupções são divididas em dois grupos: as convencionais e as de periféricos que estão diretamente relacionadas aos demais periféricos existentes neste modelo. As interrupções descritas a seguir são as empregadas no projeto.

Interrupção de Timer 0, esta interrupção acontece sempre que o contador TMR0 (Timer 0) estoura, ou seja, como ele é um contador de 8 bits, sempre que ele passar de 0xFF para 0x00. Esta interrupção é utilizada normalmente para a contagem do tempo. Como ela pode acontecer a qualquer momento, a contagem de tempo fica precisa, não dependendo de análises constantes durante o programa para garantir que o tempo seja contado.

Interrupção externa, esta interrupção é gerada por um sinal externo ligado ao pino RB0, caso ele esteja configurado como entrada. Desta maneira, podemos identificar e processar imediatamente um sinal externo. Esta interrupção pode ser configurada para a borda de subida ou para borda de descida.

Interrupção dos conversores A/D, esta interrupção acontece quando uma conversão A/D (Analógica/Digital) é completada. (SOUZA e LAVINIA, 2005).

3.4.4 - Conversor Analógico/Digital

Os sensores, normalmente fornecem uma informação analógica (como, por exemplo, uma tensão) proporcional a uma determinada leitura, portanto, para que esta possa ser analisada pelo microcontrolador, necessitamos de um conversor analógico digital (CAD ou simplesmente A/D).

O menor passo, ou resolução, de um CAD é dado diretamente pelo seu número de bits e pode ser expresso pela equação número 4.

$$resolução = \frac{V_{ref}}{2^n} \quad (4)$$

Em que: V_{ref} é uma tensão de referência e n é o número de bits do conversor.

Cada um dos n bits que compõem a informação digital representa uma parcela do valor da tensão analógica a ser convertida, de forma que a soma de todas as contribuições de

cada um dos n bits forma a tensão de entrada do conversor A/D. Assim, a parcela de tensão proporcional ao bit m do conversor A/D é dada por:

$$V_{entrada} = \frac{2^{b-m}}{2^n} V_{ref} \quad (5)$$

Apenas os bits em 1 representam algum valor em termos de tensão analógica, uma vez que os bits em zero não contribuem para formar a tensão de entrada. Quanto maior a quantidade de bits, maior a resolução e a precisão do conversor. O PIC 16F877A possui um conversor interno de 10 bits. (SOUZA e LAVINIA, 2005).

3.5 - Programação

Existem muitas linguagens de programação que podem ser utilizadas na programação de sistemas inteligentes, utilizando microcontroladores, além do *Assembly* (nível baixo), tais como as linguagens estruturadas de programação em C (nível médio), *BASIC* e PL/M (nível alto). A escolha de uma delas na elaboração de um projeto de software é muito importante e envolve o conhecimento técnico especializado. (GIMENEZ, 2002).

A característica de uma linguagem de nível baixo, como *Assembly*, é a de apresentar o mesmo conjunto de instruções que aquele definido pelo fabricante da família de microprocessadores ou microcontroladores, com a qual se deseja desenvolver os projetos de programa. Isso permite um total controle sobre os registradores internos do dispositivo e as posições de memória e, conseqüentemente, são gerados programas muito mais compactos em relação às outras linguagens. Assim, sempre que existirem limitações de memória e limitações de velocidade de processamento, recomenda-se a utilização da linguagem de programação de nível baixo, ou seja, o *Assembly*. Portanto, pelas próprias características dos microcontroladores, é muito comum a utilização do *Assembly* na elaboração de projetos de equipamentos inteligentes. Em contrapartida, a única desvantagem da linguagem *Assembly* em relação às outras linguagens é sua característica de ser rica em detalhes, solicitando dos programadores um conhecimento bastante grande sobre o dispositivo a ser programado. (GIMENEZ, 2002).

3.6 - Mostrador LCD

O cristal líquido é um material (normalmente orgânico para LCDs) que flui como um líquido, mas com uma estrutura molecular com algumas propriedades normalmente

associadas aos sólidos. Para os dispositivos de espalhamento de luz, o maior interesse está no cristal líquido nemático. As moléculas individuais apresentam o aspecto de um bastão. A superfície condutora de óxido de índio é transparente, a luz incidente passa através da estrutura sem ser obstruída pelo cristal líquido. Se uma tensão (para dispositivos comerciais, o nível de limiar situa-se normalmente entre 6V a 20V) for aplicada aos terminais da superfície condutora, o arranjo molecular é perturbado, resultando no estabelecimento de regiões de diferentes índices de refração (fenômeno chamado *espalhamento dinâmico*, inicialmente estudado pela RCA em 1968). O resultado é que, na região em que a luz é espalhada, o aspecto é o de um vidro fosco. Entretanto, o vidro fosco aparece somente onde as superfícies condutoras são opostas entre si e que as demais áreas permanecem translúcidas. (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2004).

Os mostradores LCD são versáteis, de fácil leitura, apresentam custo razoável e oferecem um baixo consumo. A família de controladores LCD da Hitachi (HD44780), foi a responsável pela grande difusão e padronização deste dispositivo. Estão disponíveis no mercado LCD alfanuméricos, onde o usuário trabalha com números e letras, e os mostradores LCD gráficos, que disponibilizam uma matriz de pontos que podem ser acesos ou apagados. (ZELENOVSKY e MENDONÇA, 2005).

Cada caractere é apresentado a partir de uma memória, denominadas de memória do mostrador. A relação entre cada posição do mostrador e cada byte dessa memória é bastante sofisticada. (ZELENOVSKY e MENDONÇA, 2005).

Usualmente os mostradores trabalham com 14 pinos. Entretanto, os que possuem luz de fundo trazem 16 pinos, pois acrescentam mais dois pinos para alimentar o LED que produz a luz de fundo. A tabela 1 apresenta essa pinagem. (ZELENOVSKY e MENDONÇA, 2005).

Função dos pinos:

Pino 1 – V_{SS} : Terra. Referência das tensões.

Pino 2 – V_{DD} : Alimentação. Tensão positiva, normalmente na faixa de 3 a 6 V, mas deve ser confirmada no manual do fabricante.

Pino 3 – V_{EE} : Contraste. Este pino deve ser conectado a uma tensão variável de forma a permitir ajustar o contraste do mostrador, o que é conseguido facilmente com o uso de um potenciômetro conectado entre V_{DD} e V_{SS} . Em situações extremamente simples, é possível

conectá-lo ao pino terra. Alguns mostradores, especialmente os mais antigos, poderão exigir uma tensão negativa por este pino.

Tabela 1 Pinagem dos mostradores LCD

Pino	Nome	Função	Function
1	Vss	Terra	Ground
2	VDD	Alimentação	Supply
3	VEE	Contraste	Contrast
4	RS	Seleciona Registrador	Register Select
5	R/W	Leitura/Escrita	Read/Write
6	E	Habilitação	Enable
7	D0	Dado, Bit 0	Data Bit 0
8	D1	Dado, Bit 1	Data Bit 1
9	D2	Dado, Bit 2	Data Bit 2
10	D3	Dado, Bit 3	Data Bit 3
11	D4	Dado, Bit 4	Data Bit 4
12	D5	Dado, Bit 5	Data Bit 5
13	D6	Dado, Bit 6	Data Bit 6
14	D7	Dado, Bit 7	Data Bit 7
15	A	Anodo	Anode
16	K	Catodo	Catode

(ZELENOVSKY e MENDONÇA, 2005)

Pino 4 – RS: Seleciona Registrador. Quando este pino estiver em nível baixo, os bytes transferidos para o mostrador são tratados como instruções e os bytes lidos trazem informações do seu estado. Com este pino em nível alto, é possível enviar ou receber caracteres para o mostrador.

Pino 5 – R/W: Leitura/Escrita. Quando em nível baixo, seleciona o mostrador para o modo escrita e, quando em nível alto, para o modo leitura.

Pino 6 – E: Habilitação. Esta habilitação é usada para realizar as transações com o mostrador. A escrita é efetivada com o flanco de descida deste pino. No caso de leitura, o dado está disponível um pouco depois de este pino ir para nível alto.

Pinos 7 a 10: Dados 0 a 3. Quando programado para uma interface com 8 bits, esses pinos carregam os bits de 0 a 3 dos bytes enviados ou recebidos. Caso se faça uso de interface com 4 bits, esses pinos não são usados.

Pinos 11 a 14: Dados 4 a 7. Quando programado para um interface com 8 bits esses pinos carregam os bits de 4 a 7 dos bytes enviados ou recebidos. Caso se faça uso de interface com 4 bits, esses pinos são usados para construir o barramento de 4 bits. Neste caso, a transferência de cada byte é feita em dois acessos consecutivos.

Pino 15: Anodo. Este pino está conectado ao anodo do led responsável por fornecer a iluminação do fundo do mostrador. Ele é ligado a um potencial positivo. É bom lembrar que se deve usar um resistor para limitar sua corrente através do led. Para calcular o valor do resistor, é recomendado a consulta do manual do fabricante para conferir as características de tensão e corrente deste led. Alguns mostradores já trazem esse resistor incorporado.

Pino 16: Catodo. Este pino está conectado ao anodo do led responsável por fornecer a iluminação de fundo do mostrador. Ele deverá ser ligado a um potencial inferior ao do anodo, usualmente é conectado ao terra. (ZELENOVSKY e MENDONÇA, 2005).

3.6.1 - Mostrador utilizado no projeto.

O projeto está equipado com um mostrador LCD 2x16 (duas linhas por 16 colunas) que utiliza um controlador inteligente HD44780 que permite uma comunicação muito fácil com dispositivos microcontroladores. As instruções e os dados são enviados através do barramento de dados (D0,.....,D7) de 8 bits, sendo que este barramento pode ser diminuído para 4 bits (D4,.....,D7), o que permite baratear algumas aplicações. As instruções permitem configurar a operação do controlador LCD. Os dados definem os caracteres que serão exibidos. De forma bem simples, pode-se dizer que a missão do controlador LCD é exibir continuamente os dados que estão escritos na sua memória RAM. (ZELENOVSKY e MENDONÇA, 2005).

O controlador LCD possui uma memória RAM, denominada de memória de dados do display e referenciada com a sigla DDRAM (*Display Data RAM*), que recebe os dados que queremos exibir. Por exemplo, para fazer aparecer a letra “A” na primeira posição do mostrador, basta escrever o byte 41H (ASCII da letra A) na posição 0 da DDRAM.

O formato do mostrador, costuma ser designado pelo número de linhas e pelo número de colunas, 2x16 indica um mostrador de 2 linhas por 16 colunas. A figura 3.8 ilustra o display utilizado no projeto. (ZELENOVSKY e MENDONÇA, 2005).



Figura 3. 8 - Display LCD 2x16

Fonte: pttrobotics.com acesso em 20/09/2011

3.7 - Ferramentas Utilizadas

O projeto utilizou-se de algumas ferramentas de Software e Hardware. Estas ferramentas possibilitam o desenvolvimento do projeto em ambiente de simulação, desenvolvimento e compilação do código do programa, transferência do programa para o microcontrolador e elaboração do circuito impresso.

3.7.1 - MPLAB IDE

O MPLAB IDE é um aplicativo, software, que roda em PC, utilizado para desenvolver aplicativos de sistemas embarcados para microcontroladores Microchip. MPLAB IDE é chamado de ambiente de desenvolvimento integrado, ou IDE, porque fornece em um único sistema, ambiente para desenvolvimento de códigos para dispositivos embarcados. Para este projeto utilizou-se a versão v8.63, manual e aplicativo está disponível em www.microchip.com.

3.7.2 - Proteus Isis, Ares

Trata-se de um software de desenho e simulação, Proteus VSM é uma ferramenta muito utilizada por estudantes e profissionais que desejam acelerar e melhorar suas habilidades para o desenvolvimento de aplicações analógicas e digitais.

O software permite o desenho de circuitos empregando um entorno gráfico no qual é possível colocar os símbolos representativos dos componentes e realizar a simulação de seu funcionamento sem o risco de ocasionar danos aos circuitos. A simulação pode incluir

instrumentos de medição e a inclusão de gráficos que representam os sinais obtidos na simulação. (BERMÚDEZ)

O ambiente Isis tem a função de criar esquemas elétricos. Já o ambiente Ares permite que possamos criar layouts de circuitos impressos. A versão utilizada no projeto foi o *Release 7.1 SP4*.

3.7.3 - MultiPROG PLUS®

MultiPROG PLUS®, figura 3.9, é um versátil Programador e *Debugger* que funciona conectado à porta USB do computador sem necessidade de adaptadores ou fonte de alimentação. Este dispositivo é capaz de carregar o programa em várias família microcontroladores PIC utilizando-se de uma funcionalidade no ambiente de desenvolvimento Microchip MPLab e uma porta USB.



Figura 3. 9 - MultiPROG Plus®

Fonte: www.SmartRadio.com.br/Pic acesso em 21/09/11

CAPÍTULO 4 - MONITORIZAÇÃO ELETRÔNICA DA PRESSÃO EM CILINDROS DE OXIGÊNIO MEDICINAL

4.1 - Aspectos Gerais

A lógica de funcionamento do sistema implementado, vide figura 4.1, neste projeto está dividido em cinco fases: entrada de dados pelo usuário; conversão da pressão medida em tensão elétrica através do transdutor acoplado ao cilindro; conversão do sinal elétrico analógico em sinal elétrico digital; interpretação do sinal digital com tratamento da informação por fim apresentação das informações ao usuário por intermédio do display.

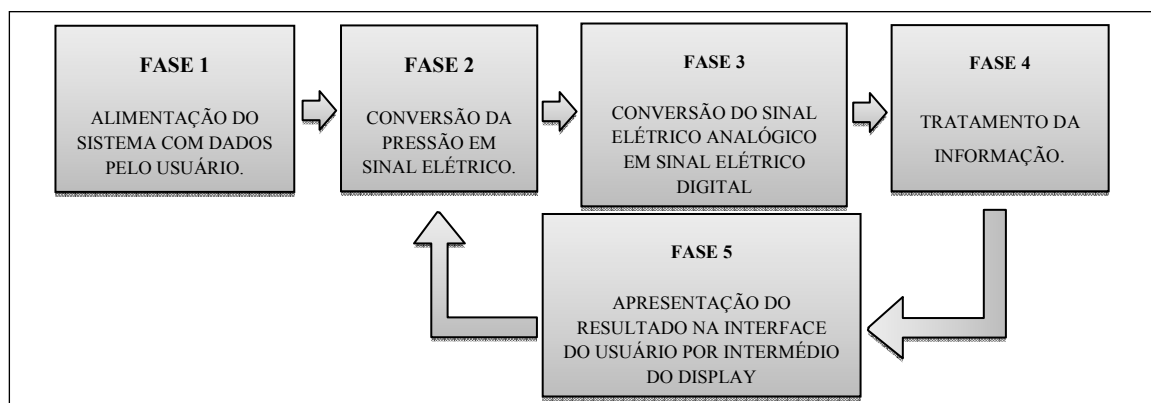


Figura 4. 1 - Lógica e funcionamento do sistema

Fonte: Autor

Assim como o sistema, a implementação física, figura 4.2, está dividida em três fases: desenvolvimento do circuito eletrônico, o desenvolvimento do programa e a última fase confecção da placa de circuito impresso seguida da soldagem dos componentes na placa.

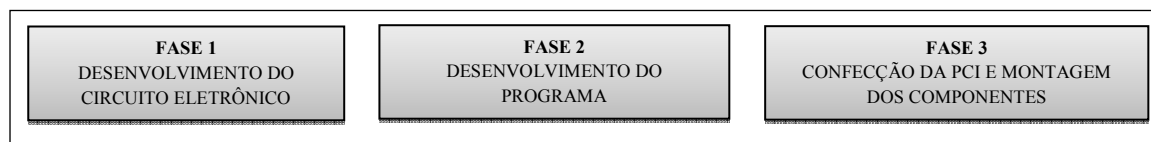


Figura 4. 2 - Implementação física do protótipo

Fonte: Autor

4.2 - Lógica e Funcionamento do Sistema

4.2.1 - Seleção do cilindro empregado pelo usuário

O correto funcionamento do dispositivo depende da ativação do mesmo pelo usuário e que seja selecionado o volume correto do cilindro em uso, o sistema possibilitará a seleção de no mínimo três opções de cilindros. O volume de cada cilindro está impresso em sua estrutura conforme mostrado na figura 4.3.



Figura 4. 3 - Rótulo cilindro de oxigênio

Fonte: Autor

4.2.2 - Conversão da pressão em sinal elétrico

A leitura da pressão do gás armazenado será realizada através de um transdutor. Temos na figura 4.4 algumas partes componentes do cilindro identificadas.



Figura 4. 4 - Cilindro de oxigênio

Fonte: Autor

O transdutor será montado imediatamente após o registro responsável pela liberação do gás, e antecedendo regulador de pressão responsável por reduzir e limitar a pressão de saída do gás.

O transdutor de pressão utilizado no projeto é um dispositivo eletrônico alimentado por tensão DC mínima de 15 volts e máxima de 34 volts, trata-se de um sensor linear, sua faixa de leitura varia de 0 a 200 bares, tendo como resposta variação de tensão de 0 a 5 volts proporcionais a pressão aplicada, a tensão de saída pode ser calculada com auxílio da equação 6, resultando no gráfico ilustrado na figura 4.5.

$$V_s = P * \frac{5}{200}, 0 \leq P \leq 200 \quad (6)$$

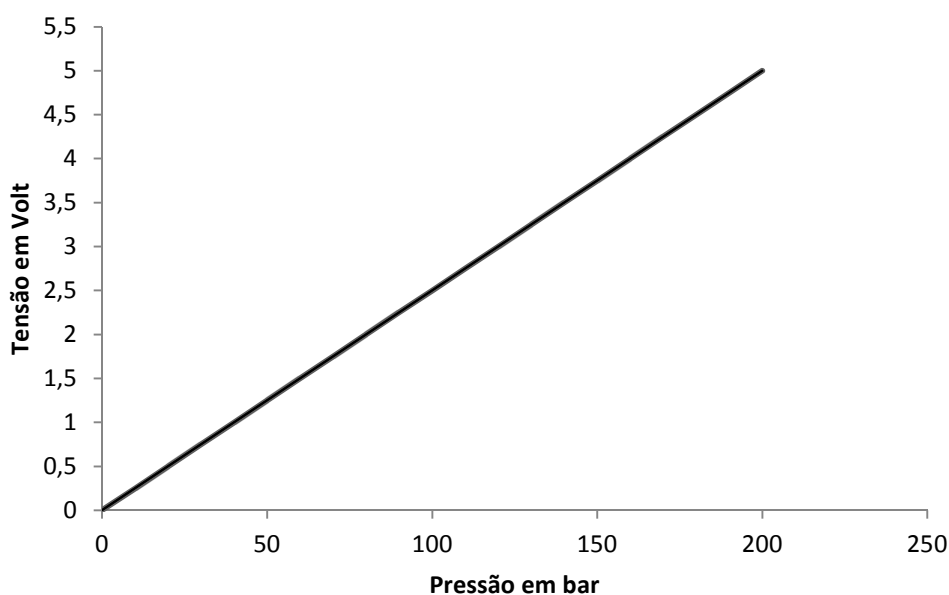


Figura 4. 5 - Gráfico tensão x pressão

Fonte: Autor

O transdutor de pressão está montado em um dispositivo adaptado, com vista permitir a monitorização da pressão através do transdutor e de um manômetro analógico conforme ilustrado na figura 4.6.

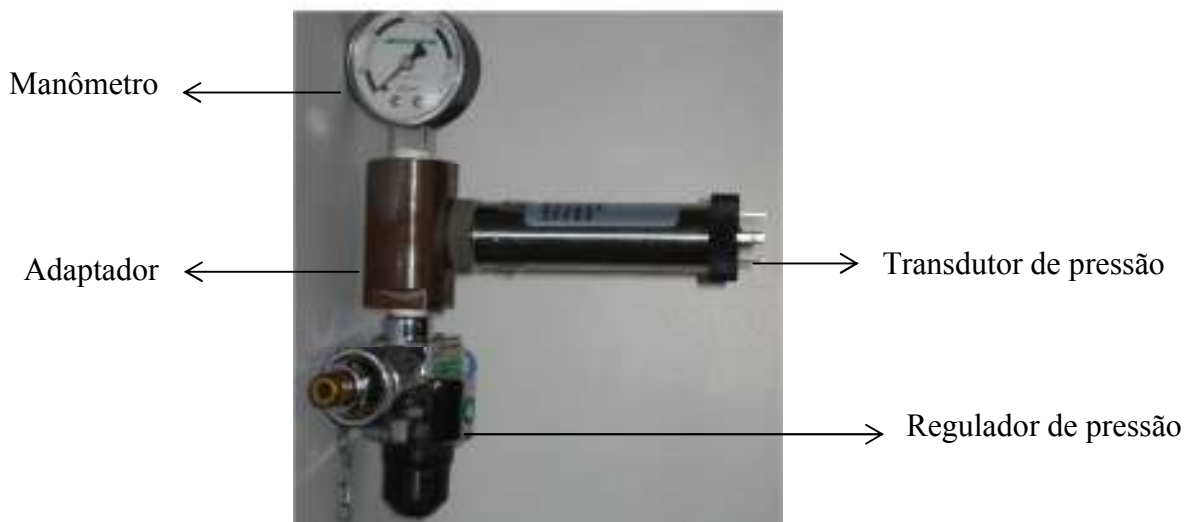


Figura 4. 6 - Montagem transdutor

Fonte: Autor

4.2.3 - Conversão analógica digital e tratamento dos dados

A tensão proveniente do sensor de pressão é convertida em sinal digital de 10 bits pelo conversor A/D do microcontrolador PIC. O sinal é amostrado através da PORTA RA0/AN0. A conversão no microcontrolador ocorre como apresentado na tabela 2.

Tabela 2 Relação de Conversão Analógica\Digital

Bits	Volts	Pressão em bar
B0	0,005	0,2
B1	0,010	0,4
B2	0,020	0,8
B3	0,039	1,6
B4	0,078	3,2
B5	0,156	6,3
B6	0,313	12,5
B7	0,625	25,0
B8	1,250	50,0
B9	2,500	100,0

Fonte: Autor

4.2.4 - Processamento da informação digital

O resultado da pressão acumulada no cilindro é conhecido através do somatório dos resultados das multiplicações de cada bit pelo correspondente valor pressórico informado mencionado anteriormente.

O levantamento da pressão é realizado conforme a equação 7.

$$Pressão = \{(b0 * 0,2) + (b1 * 0,4) + (b2 * 0,8) + (b3 * 1,6) + (b4 * 3,1) + (b5 * 6,3) + (b6 * 12,5) + (b7 * 25,0) + (b8 * 50,0) + (b9 * 100,0)\} \quad (7)$$

Exemplo:

Tensão resultante transdutor de pressão: 0,56 volts

Resultado da conversão AD: 0001110011

$$Pressão = \{(1 * 0,2) + (1 * 0,4) + (0 * 0,8) + (0 * 1,6) + (1 * 3,1) + (1 * 6,3) + (1 * 12,5) + (0 * 25,0) + (0 * 50,0) + (0 * 100,0)\} \quad (8)$$

$$Pressão = 22,5 \text{ bar}$$

Para calcular o volume do gás armazenado no cilindro quando exposto a pressão ambiente, deve-se identificar o volume do cilindro.

Esta informação é imprescindível a realização dos cálculos de volume. Neste projeto admitiu-se pressão atmosférica em nível do mar. Dando continuidade ao exemplo anterior, considere a utilização de um cilindro de 3,6 litros, para o cálculo do volume será utilizada a equação 9.:

$$Pressão \text{ cilindro} = 22,5 \text{ bar} = 2250,0 \text{ kPa}$$

$$Pressão \text{ atm} = 760 \text{ mmHg} = 101,3 \text{ kPa}$$

$$Vol = \frac{2250,0 \text{ kPa} * 3,6 \text{ l}}{101,3 \text{ kPa}} = 80,0 \text{ l} \quad (9)$$

Objetivando diminuir o código e reduzir a quantidade de cálculos, visto limitação na dimensão dos registradores e relativa complexidade para resolução de cálculos que resultem na multiplicação de divisão de números superiores a dois dígitos no microcontrolador em uso, foi implementada uma tabela similar à utilizada para o cálculo da pressão do cilindro.

O resultado do volume armazenado para pressão será calculado através do somatório dos resultados das multiplicações de cada bit pelo correspondente valor volumétrico conforme a tabela 3 conforme os cilindros em uso selecionado pelo usuário.

Tabela 3 Relação conversão volume bit a bit

CILINDRO	B0	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	B9
3,1 L	0,60	1,20	2,40	4,80	9,60	19,10	38,30	76,50	153,00	306,00
3,6 L	0,70	1,40	2,80	5,60	11,10	22,20	44,40	88,80	177,50	355,00
5,0 L	1,00	1,90	3,90	7,70	15,50	30,90	61,90	123,80	247,50	495,00

Fonte: Autor

O dispositivo armazena minuto a minuto o volume do cilindro e subtrai do volume armazenado o volume atual, objetivo deste cálculo é possibilitar o levantamento do consumo no último minuto e calcular a autonomia do cilindro baseado no consumo do último minuto. Este artifício foi utilizado em função do dispositivo não contar com um sensor de fluxo, pois somente através do sensor de fluxo seria possível calcular o consumo em tempo real.

Esta fase do sistema é também responsável pela verificação da autonomia do cilindro e emissão de um aviso sonoro caso o cilindro possua autonomia inferior a 10 minutos.

4.2.5 - Interface usuário

A interface com usuário é responsável pela interação entre o usuário e dispositivo, para isto o dispositivo está equipado com display LCD 2x16.

As informações são transmitidas diretamente do microcontrolador ao CI através do PORTD responsável pela transmissão de caracteres e comandos sendo o PORTB, pino um ao pino três, responsável pelo controle do display, conforme ilustrado pela figura 4.7.

O desenvolvimento do circuito teve como base o microcontrolador PIC 16F877A que resultou no esquema elétrico demonstrado na figura 4.8.

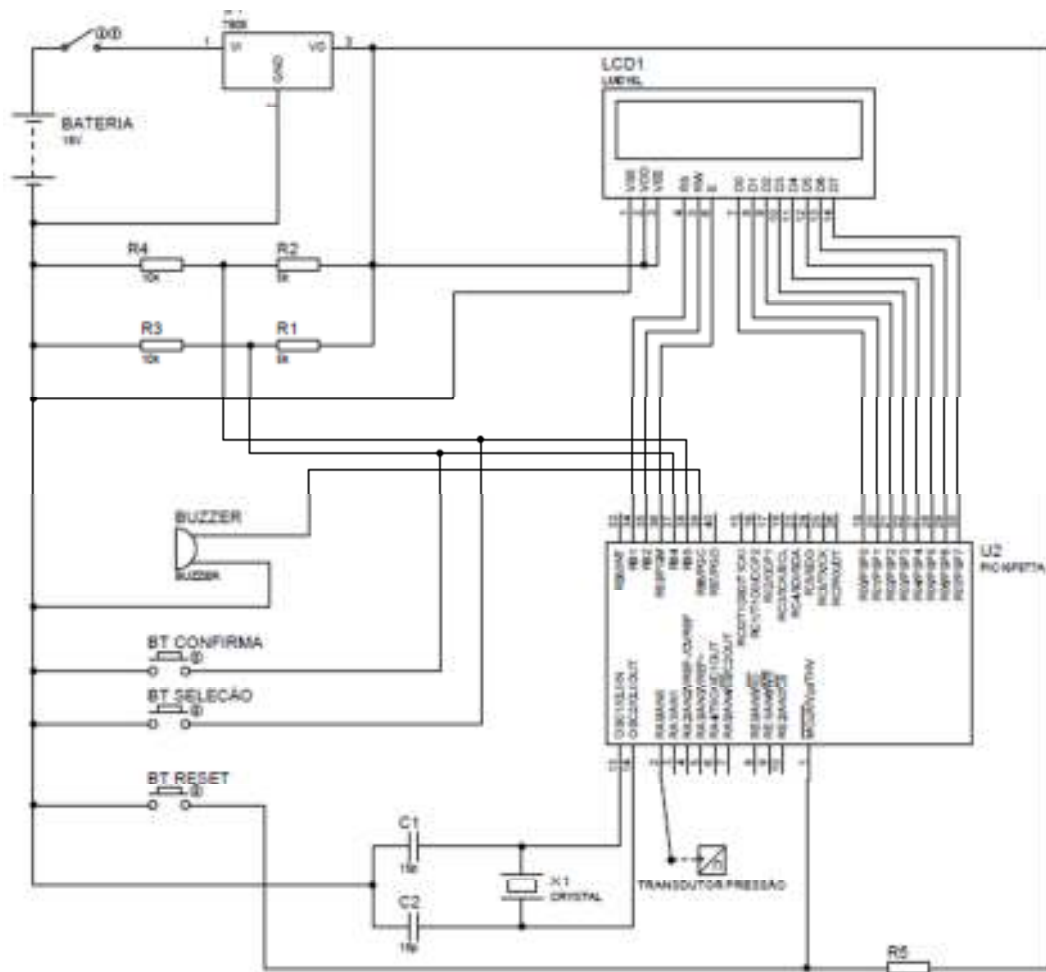


Figura 4. 8 - Esquema elétrico protótipo

Fonte: Autor

4.3.2 - Desenvolvimento do Programa

Inicialmente são configuradas as rotinas de inicialização do PIC bem como as configurações das portas utilizadas como saída para o display, botões e entrada do sensor de pressão.

A leitura e conversão dos dados se dão em um laço infinito executado enquanto o microcontrolador permanecer ativado.

O desenvolvimento do programa tem como base o fluxograma representado na figura 4.9.

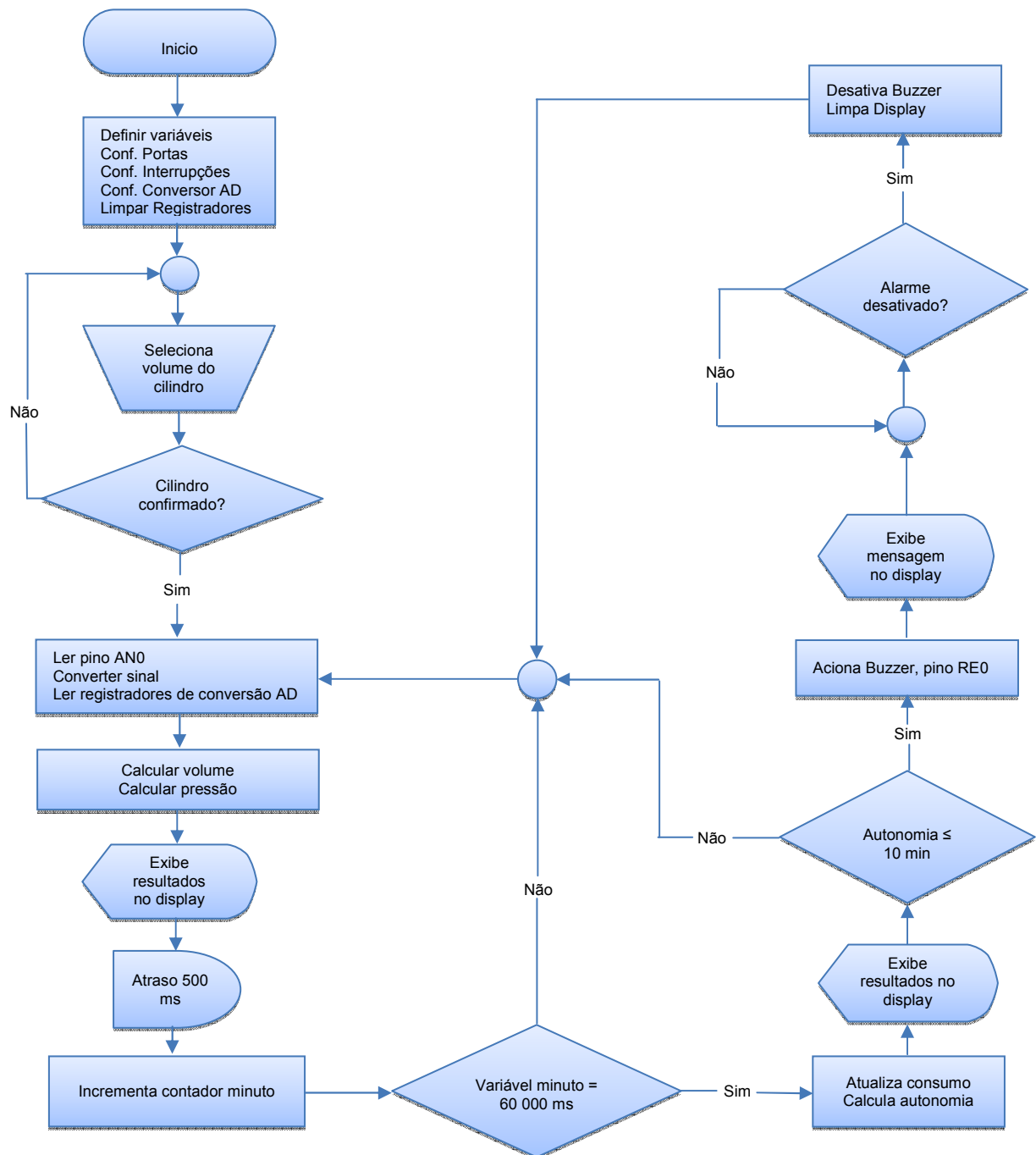


Figura 4. 9 - Fluxograma da rotina do programa

Fonte: Autor

O código está construído em linguagem *Assembler*, o seu desenvolvimento se deu com uso da ferramenta Mplab.

A interface de desenvolvimento pode ser visualizada na figura 4.10.

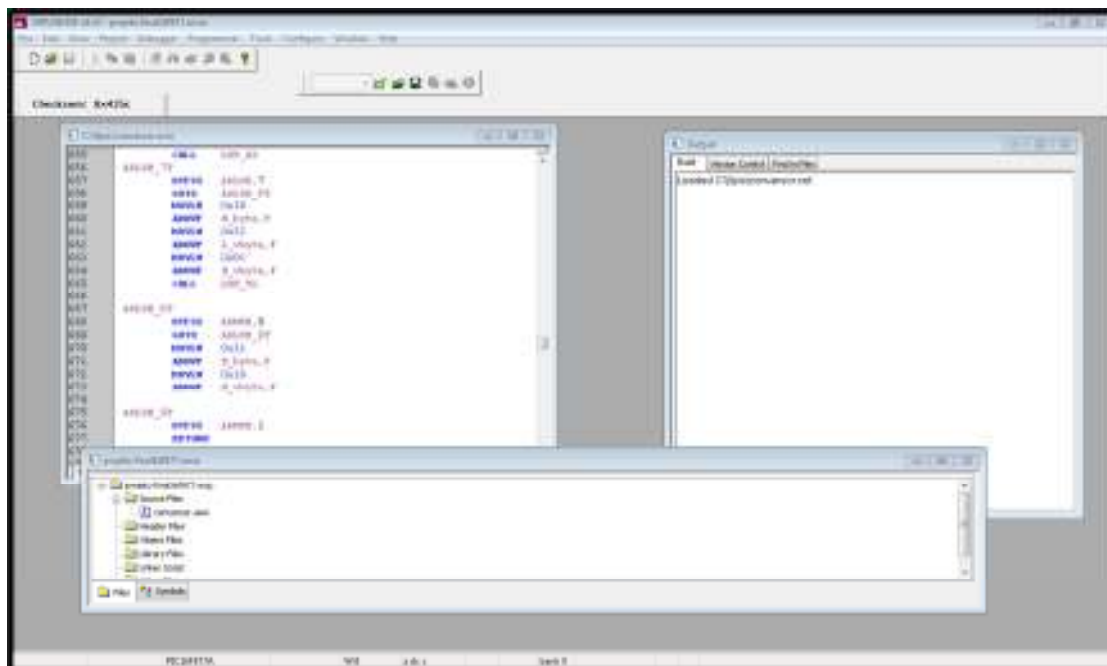


Figura 4. 10 - Interface Mplab

Fonte: Autor

Parte do código de inicialização do programa pode ser visualizada na figura 4.11, este código tem a função informar a IDE o modelo do microcontrolador, a tipo de oscilador, configurar fusíveis do microcontrolador e definir as variáveis do sistema.

Durante a inicialização do programa são configuradas as portas de entrada e saída de informação, interrupções, carregamento das variáveis e configuração do conversor analógico digital. A fase de inicialização pode ser executada em três momentos distintos sendo o primeiro durante o acionamento do protótipo, o segundo na ocorrência de estouro do registrador *Watchdog Timer* responsável por identificar situações de falha no programa e a terceira situação se dá quando acionado o botão reset.

A fase seguinte a inicialização é composta pelos loops onde o programa efetua a leitura dos registradores que acumulam o resultado da conversão A/D. Nesta fase a informação coletada é convertida em dados que serão exibidos no display, para isto são utilizadas rotinas de escrita, conversão de dados, verificação de botões pressionados, contagem, divisão, soma, multiplicação e limpeza. As funções podem ser visualizadas no apêndice A, no código do programa.

O programa está implementado de maneira permitir o cálculo do volume armazenado em cilindros com três opções volumes os quais são: 3,1 litros, 3,6 litros e 5 litros.

```

list    p=16f877A      ; list directive to define processor
#include <p16f877A.inc> ; processor specific variable definitions

_CONFIG_CP_OFF & _WDT_ON & _BODEN_ON & _PWRTE_ON & _XT_OSC & _WRT_OFF & _LVP_OFF &
_DEBUG_ON & _CPD_OFF

;DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS
CBLOCK 0x20      ;POSIÇÃO INICIAL DA RAM

ACCaHI           ;ACUMULADOR a DE 16 BITS UTILIZADO
ACCaLO           ;NA ROTINA DE DIVISÃO
ACCbHI           ;ACUMULADOR b DE 16 BITS UTILIZADO
ACCbLO           ;NA ROTINA DE DIVISÃO
ACCaHI           ;ACUMULADOR c DE 16 BITS UTILIZADO
ACCaLO           ;NA ROTINA DE DIVISÃO
ACCaHI           ;ACUMULADOR d DE 16 BITS UTILIZADO
ACCaLO           ;NA ROTINA DE DIVISÃO
temp             ;CONTADOR TEMPORÁRIO UTILIZADO NA ROTINA DE DIVISÃO
H_byte           ;ACUMULADOR DE 16 BITS UTILIZADO
L_byte           ;P/RETORNAR O VALOR DA ROTINA DE MULTIPLICAÇÃO
mulplr           ;OPERADOR P/ROTINA DE MULTIPLICAÇÃO
mulcnd           ;OPERADOR P/ROTINA DE MULTIPLICAÇÃO
TEMPO0
TEMPO1           ;TEMPORIZADORES P/ROTINA DE DELAY
AUX              ;REGISTRADOR AUXILIAR DE USO GERAL
UNIDADE          ;ARMAZENA VALOR DA UNIDADE DE PRESSÃO
DEZENA           ;ARMAZENA VALOR DA DEZENA DE PRESSÃO
CENTENA          ;ARMAZENA VALOR
PRESSAO          ;ARMAZENA ULTIMO VALOR LIDO
VOLUMECIL        ;ARMAZENA VOLUME DO CILINDRO
ALARME           ;ARMAZENA TEMPO ALARME
ADLSB            ;8 BITS MENOS SIGNIFICATIVOS CONV. AD
ADMSB            ;2 BITS MAIS SIGNIFICATIVOS CONV. AD
H_vbyte          ;volume
L_vbyte          ;volume
BOTAO            ;ACUMULA STATUS DOS BOTÕES
CILINDRO         ;CILINDRO SELECIONADO
SEG_MS           ;MILISSEGUNDOS
SEG              ;SEGUNDOS
H_AVI            ;ARMAZENA VOLUME INICIAL
L_AVI            ;ARMAZENA VOLUME INICIAL
H_AVA            ;ARMAZENA VOLUME INICIAL
L_AVA            ;ARMAZENA VOLUME ATUAL
VVI              ;ARMAZENA VOLUME ATUAL

ENDC

#DEFINE BANK1    BSF      STATUS,RP0
#DEFINE BANK0    BCF      STATUS,RP0
#DEFINE SENSOR PORTA,0      ;ENTRADA SENSOR PRESSÃO
#DEFINE DISPLAY PORTD      ;BARRAMENTO DE DADOS DISPLAY
#DEFINE RS        PORTB,1  ;INDICA P/DISPLAY UM DADO OU COMANDO 1-> DADO 0->COMANDO
#DEFINE ENABLE PORTB,3      ;SINAL DE ENABLE P/DISPLAY ATIVO NA BORDA DE
DESCIDA
#DEFINE RW        PORTB,2  ;SINAL DE RW DISPLAY
;VETOR DE RESET
ORG               0x0000   ;ENDEREÇO DO VETOR DE RESET
GOTO   CONFIGU      ;PULA PARA CONFIG

```

Figura 4. 11 - Rotina de inicialização do programa

Fonte: Autor

O funcionamento do programa foi testado diversas vezes durante o seu desenvolvimento na ferramenta ISIS 7 Professional, o código completo do programa pode ser analisado no apêndice deste trabalho. O Isis adicionou maior praticidade no desenvolvimento de todo o circuito. Para viabilizar esta simulação, o código é compilado pelo Mplab e convertido em arquivo hexadecimal. A ferramenta Isis permite a inserção do programa no microcontrolador em simulação, simulando o funcionamento de todos os dispositivos de maneira idêntica à montagem final do protótipo. Para a simulação do transdutor de pressão foi utilizado fonte de tensão de cinco volts onde foi implementado um divisor de tensão como ilustrado na figura 4.12. O divisor de tensão empregado foi simulado com dois resistores variáveis possibilitando uma variação de 0 a 5 volts aplicados na entrada do conversor AD. Este recurso foi utilizado em função do Isis não dispor em sua biblioteca de componentes, um transdutor similar ao utilizado no projeto.

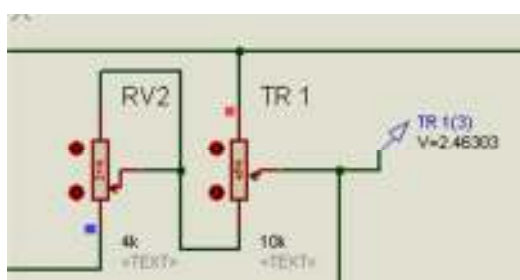


Figura 4. 12 - Divisor de tensão

Fonte: Autor

A figura 4.13 exibe a interface do ISIS 7 Professional em um dado momento da simulação.

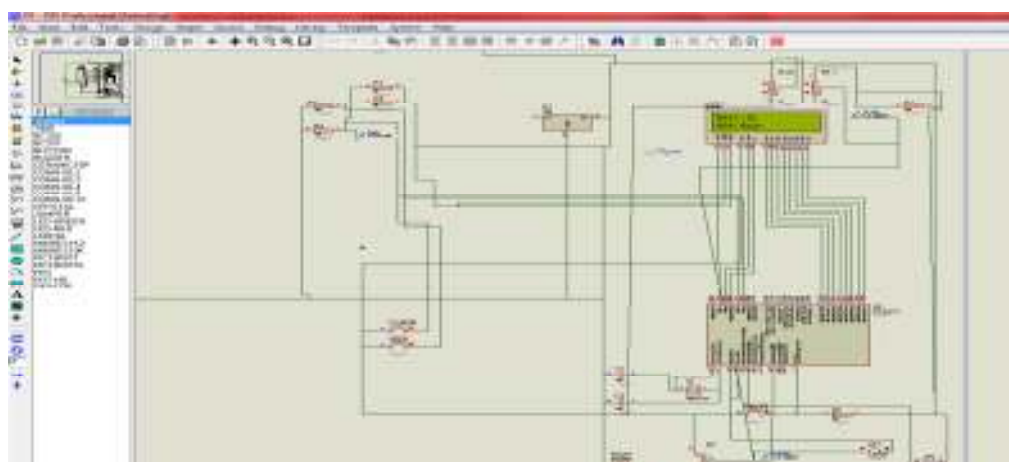


Figura 4. 13 - Interface de simulação ISIS 7 Professional

Fonte: Autor

4.3.3 - Confecção da Placa e Montagem dos Componentes

Após comprovação de funcionamento por simulação do esquema eletrônico pelo Isis 7, se deu início a fase de montagem.

O desenho da placa foi desenvolvido com auxílio da ferramenta Ares, esta ferramenta funciona em conjunto com Isis 7.

A confecção da placa se torna possível a partir da definição dos componentes utilizados informando os seus respectivos formatos, dimensões e encapsulamento. Definido os componentes, o projetista precisa definir as dimensões da placa e o posicionamento dos componentes. A etapa seguinte, definida como roteamento ou ligações físicas entre os componentes é responsável pela definição do layout das trilhas que serão impressas na placa de circuito impresso. Esta pode ser realizada automaticamente pelo Ares ou pelo projetista, neste projeto optou-se pelo roteamento manual, devido roteamento automático não possuir opção de placa de face única. Dificultando a transferência do layout para a placa, devido se tratar processo artesanal. A figura 4.14 ilustra uma interface do Ares.

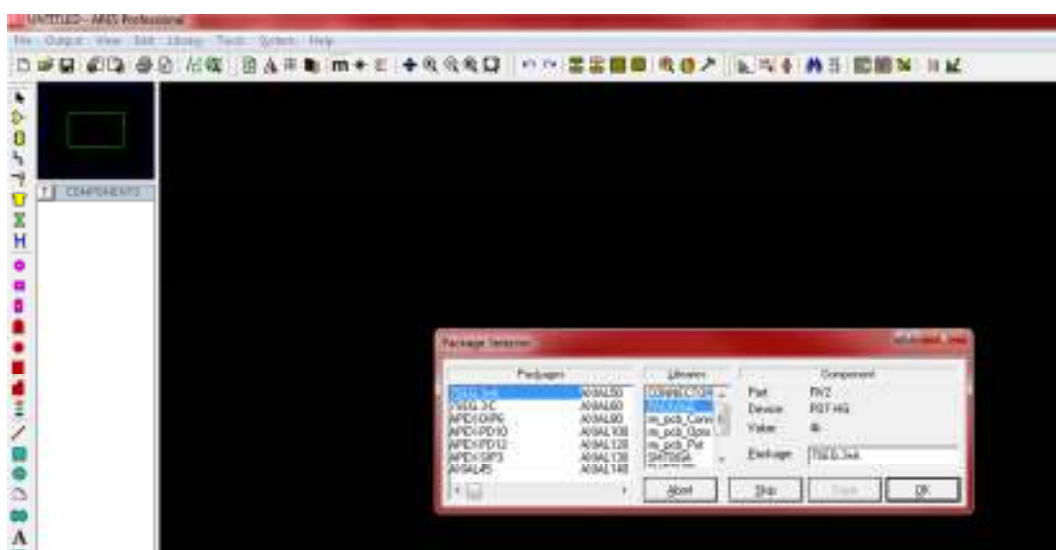


Figura 4. 14 - Interface de seleção dos encapsulamentos de componentes Ares 7 Professional

Fonte: Autor

Na figura 4.15 temos ilustração do layout da placa já finalizado no Ares.

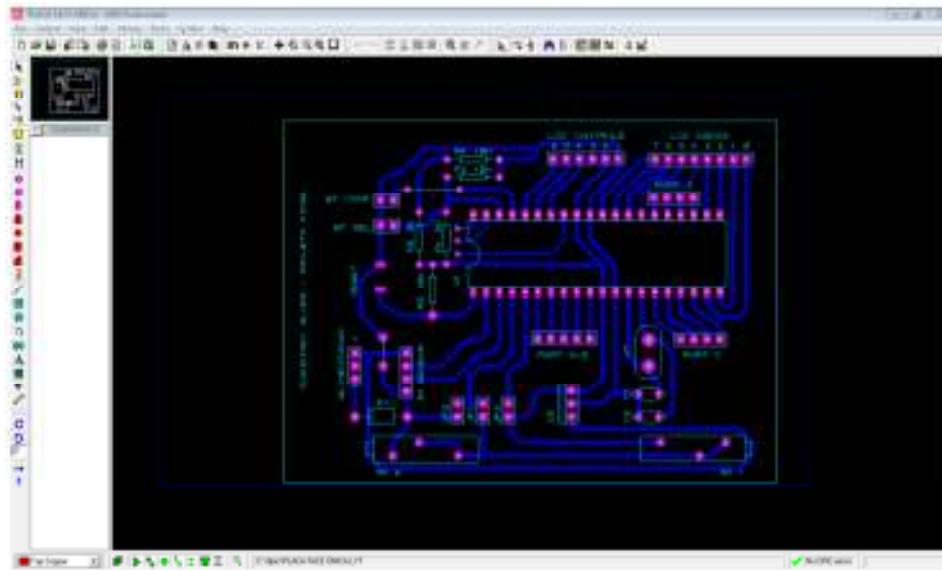


Figura 4. 15 - Distribuição dos componentes na placa e roteamento das trilhas

Fonte: Autor

O Ares exibe um perspectiva 3D, ilustrado figura 4.16, da placa com os componentes instalados.

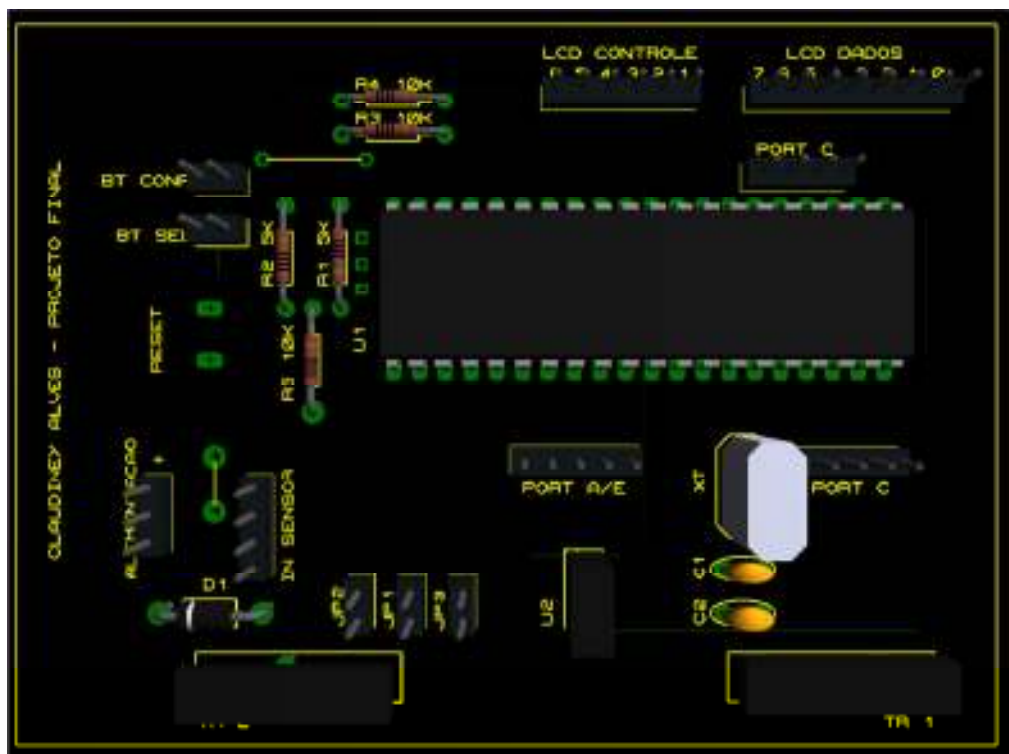


Figura 4. 16 - Perspectiva final da placa montada

Fonte: Autor

A execução das fases mencionadas resultou no layout final da placa de circuito impresso, figura 4.17, utilizada no protótipo do projeto.

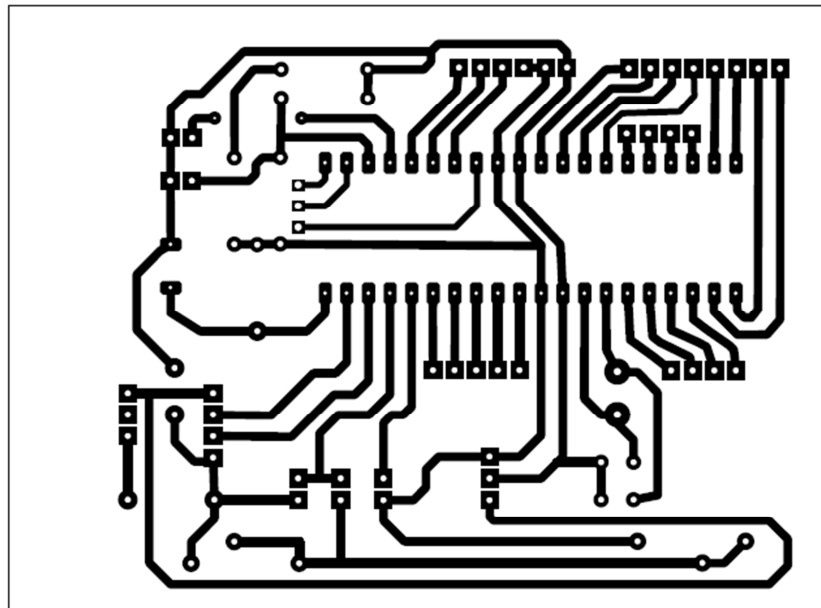


Figura 4. 17 - Layout final da placa

Fonte: Autor

O resultado obtido com a montagem final da placa pode ser visualizado na figura 4.18.

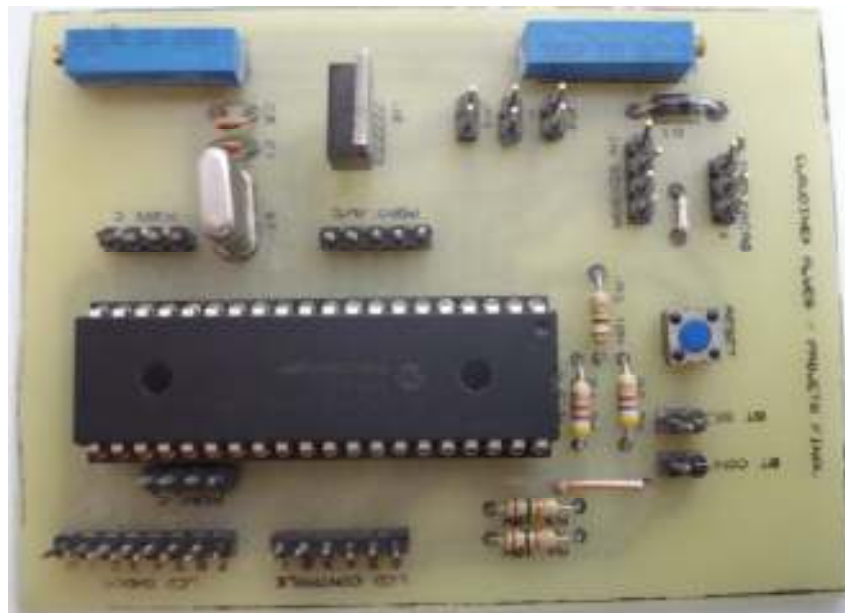


Figura 4. 18 - Pci face componentes

Fonte: Autor

Pode ser visualizada na figura 4.19 a face das trilhas da placa com os respectivos pontos de solda.

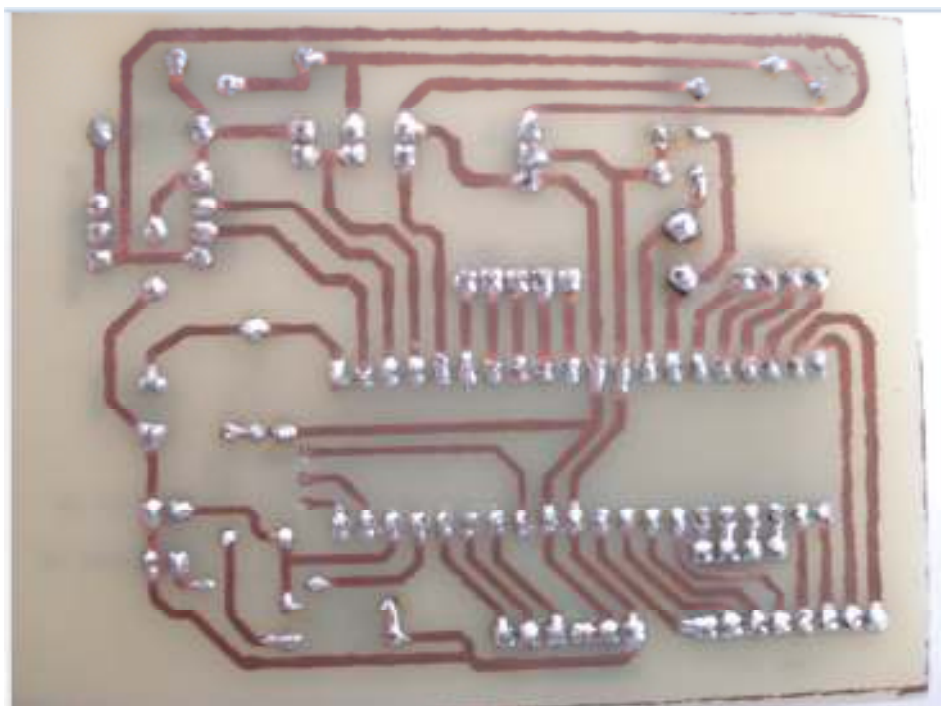


Figura 4. 19 - Pci face trilhas

Fonte: Auto)

CAPÍTULO 5 – TESTES FINAIS E RESULTADOS

Após conclusão das etapas de implementação do projeto, atingiu-se um protótipo conforme pode ser visualizado na figura 5.1.



Figura 5. 1 - Protótipo finalizado

Fonte: Autor

Os testes de funcionamento estão divididos em cinco funcionalidades conforme descrito a seguir:

- Verificações de funcionamento do programa.
- Verificações de leitura da pressão monitorada.
- Verificações de volume calculado e informado.
- Verificações de autonomia.
- Verificações de alarme.

5.1 – Verificações de Funcionamento do Programa

A verificação de funcionamento do programa seu deu com o acionamento efetuado repetida diversas vezes acompanhado do acionamento aleatório das teclas de confirma, seleciona e reset seguido da verificação das mensagens exibidas display.

A certificação e o confronto se deram ao se comparar o funcionamento do dispositivo com o fluxograma definido no capítulo quatro. Durante esta fase foram feitas várias alterações no programa até que se chegasse ao resultado esperado. Algumas das informações exibidas pelo dispositivo podem ser visualizadas nas figuras 5.2 e 5.3.



Figura 5. 2 - Display exibindo informação 1

Fonte: Autor



Figura 5. 3 - Display exibindo informação 2

Fonte: Autor

A figura 5.4 ilustra o momento em que foi acionado alarme de baixa autonomia, exibindo uma mensagem alertado ao usuário.



Figura 5. 4 - Display exibindo informação 3

Fonte: Autor

Este teste foi concluído com sucesso e finalizado após vários testes na tentativa de se verificar erros.

5.2 – Verificações de Leitura da Pressão

Neste primeiro teste, verificou-se através da tensão aplicada no conversor AD a pressão informada no display do dispositivo que foi comparada ao valor verdadeiro esperado. Os resultados do teste constam na tabela 4.

Tabela 4 Pressão informada, pressão real.

Tensão Volts	Pressão em bar	
	Informado	Real
0,1	4,00	4,00
0,5	20,00	20,00
1	40,10	40,00
1,5	60,10	60,00
2	80,40	80,00
2,5	100,00	100,00
3	120,20	120,00
3,5	139,90	140,00
4	160,10	160,00
4,5	180,00	180,00
5	200,00	200,00

Fonte: Autor

Os erros verificados em alguns pontos já eram esperados. Estes se deram devido ao arredondamento durante a conversão analógica digital, devido a incerteza gerada por valores menores que 5 milivolts.

5.3 – Verificações de Volume Calculado e Informado

A verificação do volume foi realizada comparando o volume informado com o volume calculado. A tabela 5 exibe os resultados do comparativo.

Tabela 5 Volume informado para pressão lida, volume real.

Pressão Cilindro	Cilindro 3,1 L			Cilindro 3,6 L			Cilindro 5,0 L		
	Informado	Real	Erro %	Informado	Real	Erro %	Informado	Real	Erro %
10,1	30,5	30,9	1,29%	35,4	35,9	1,39%	49,3	49,9	1,20%
20	61	61,2	0,33%	70,8	71,1	0,42%	98,6	98,7	0,10%
30,2	92,1	92,4	0,32%	106,9	107,3	0,37%	148,9	149,1	0,13%
40,1	122,6	122,7	0,08%	142,3	142,5	0,14%	198,3	197,9	-0,20%
50	153	153	0,00%	177,5	177,7	0,11%	247,5	246,8	-0,28%
60,1	183,5	183,9	0,22%	212,9	213,6	0,33%	296,8	296,6	-0,07%
70,2	214,6	214,8	0,09%	249	249,5	0,20%	347,1	346,5	-0,17%
80	244,5	244,8	0,12%	283,7	284,3	0,21%	395,5	394,9	-0,15%
90,1	275,6	275,7	0,04%	319,8	320,2	0,12%	445,8	444,7	-0,25%
100	305,5	306	0,16%	354,5	355,4	0,25%	494,1	493,6	-0,10%
110,1	336,5	336,9	0,12%	390,4	391,3	0,23%	544,3	543,4	-0,17%
120	367	367,2	0,05%	425,8	426,5	0,16%	593,6	592,3	-0,22%
130	397,5	397,8	0,08%	461,2	462	0,17%	643	641,7	-0,20%
140,1	428,6	428,7	0,02%	497,3	497,9	0,12%	693,3	691,5	-0,26%
150	458,5	459	0,11%	532	533,1	0,21%	741,6	740,4	-0,16%
160,1	489,5	489,9	0,08%	567,9	569	0,19%	791,8	790,2	-0,20%

Fonte: Autor

Durante os testes, observou-se que em pressões inferiores a 10 bar, o erro na leitura do volume superou 1%, porem em nenhum momento superior a 1,5%.

5.4 – Verificações de Autonomia

A autonomia é calculada com base no consumo medido em intervalos de um minuto. Para verificar o correto funcionamento desta funcionalidade, realizou-se o seguinte teste:

1. Acionar do dispositivo montado em um cilindro.
2. Verificar e anotar do volume inicial.
3. Liberar de fluxo de oxigênio durante intervalo de 40 a 50 segundos.

4. Aguardar a impressão do volume consumido com a autonomia.
5. Anotar o valor do volume final informado no momento da impressão dos valores da autonomia assim como autonomia e volume consumido.
6. Subtrair do volume inicial do volume final, o resultado deverá ser igual o próximo ao valor informado como volume consumido.
7. Dividir o volume final pelo volume consumido, o resultado deverá ser igual ou próximo ao informado na autonomia, salvo quando este valor for superior a 255 minutos neste caso é informado pelo dispositivo: autonomia superior a quatro horas.

Os resultados dos testes realizados podem ser visualizados na tabela 6, onde temos na primeira coluna o volume armazenado, na segunda coluna o volume consumido por minuto, na terceira coluna a autonomia calculada pelo dispositivo sendo tal resultado da divisão do volume armazenado pelo consumo minuto, na quarta coluna temos um calculo preciso desta autonomia. O protótipo não atingiu os valores da quarta coluna em função de se ter desconsiderado resultados fracionados.

Tabela 6 Comparativo referente aos cálculos de autonomia.

Volume Armazenado em litros	Consumo minuto em litros	Autonomia informada em minutos	Autonomia Real em minutos
582,2	26,3	22,0	22,1
563,6	21,5	26,0	26,2
554,6	9,0	61,0	61,6
520,0	34,7	15,0	15,0
511,1	9,0	57,0	56,8

Fonte: Autor

5.5 – Verificações de Alarme

A comprovação de funcionamento do alarme é verificada com a emissão de um sinal sonoro através do *buzzer*, acompanhado de uma mensagem sugerindo ao usuário a substituição do cilindro. O alarme sonoro pode ser silenciado ao ser pressionado qualquer dos botões do dispositivo. Esta ação, além de promover a desativação do alarme sonoro, irá limpar do display a mensagem de substituir cilindro, voltando a informar a pressão e volume.

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO

6.1 – Conclusões

Os objetivos propostos, como evidenciado no capítulo de testes, foram atingidos com a implementação do protótipo.

A automatização no processo de verificação do volume armazenado em cilindros em condições de pressão atmosférica pode ajudar aos usuários na medida em que estes deixam para a máquina cálculos e verificações que deveriam ser realizadas pelas pessoas, liberando-as para se dedicarem a outras tarefas.

Este sistema pode ainda significar economia, pois os hospitais que pagam pelo volume entregue podem facilmente medir e levantar o volume residual que é devolvido ao fornecedor por ocasião da substituição dos cilindros e solicitar abatimento pelo gás que retorna ao fornecedor.

Durante os testes do projeto verificou-se que em baixas pressões pode ocorrer interferências que prejudicam as leituras, as interferências são causadas em função da baixa tensão obtida como resposta em baixas pressões.

O desenvolvimento deste projeto demonstra que os conhecimentos adquiridos na engenharia de computação, quando empregado pelos seus detentores, podem oferecer à sociedade, nas mais diversas áreas e segmentos, dispositivos simples que contribuem para seu desenvolvimento.

6.2 – Sugestões de Trabalhos Futuros

Como sugestão para futuros trabalhos, pode ser implementado um conversor analógico digital com saída superior a 10 bits a fim de se elevar a precisão do transdutor de pressão.

Implementar um circuito ou filtro objetivando reduzir a interferência em baixas pressões.

Incorporar sensor de fluxo.

Armazenar histórico de consumo para análises posteriores.

Enviar informação para internet.

Reduzir as dimensões físicas do projeto, o que certamente facilitará a viabilização comercial do dispositivo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BERMÚDEZ, A. S. Proteus (Isis, Ares).

BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY, L. **Dispositivos Eletrônicos e teoria de circuitos**. Tradução de Rafael Monteiro Simon. 8ª. ed. São Paulo: Prentice Hall, 2004. 600-601 p.

BRUNETTI, F. **Mecânica dos Fluidos**. 2ª. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2008.

CARUSO, J. **Mecânica dos Fluidos**. São Paulo: [s.n.], 2000.

CARUSO, J. Centro Federal de Educação de São Paulo, 2008. Disponível em: <www.cefetsp.br>. Acesso em: 3 Maio 2011.

CUTINELL, J. D.; JOHNSON, K. W. **Física 1**. 6. ed. Rio de Janeiro: LTC, v. I, 2006.

GIMENEZ, S. P. **Microcontroladores 8051**: Teoria do hardware e do software/Aplicações em controle digital/Laboratório e simulação. 1ª. ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil Ltda, 2002.

HEWITT, P. G. **Física Conceitual**. Tradução de Trieste Freire Ricci e Maria Helena Graviana. 9ª. ed. Porto Alegre: Bookman, 2002.

ISMAIL, K. A. R.; GONÇALVES, M. M.; BENEVENUTO, F. J. **Instrumentação Básica para Engenharia**. Campinas: Unicamp, 1998.

JARDIM, D. J. R.; OLIVEIRA, J. A. D.; PINHEIRO, B. D. V. **PneumoAtual pacientes**. **PneumoAtual pacientes**, 2011. Disponível em: <<http://www.pacientes.com.br/default.asp>>. Acesso em: 2 Abril 2011.

LACERDA, M. A.; CRUVINEL, M. G. C.; SILVA, W. V. Sociedade Brasileira de Anestesiologia. **Sociedade Brasileira de Anestesiologia**, 2011. Disponível em: <www.sba.com.br/arquivos/ensino/58.pdf>. Acesso em: 26 Março 2011.

OXIGÊNIO. **Tabela Periódica Online**, 2011. Disponível em: <www.tabela.oxigenio.com/não_metais/elemento_quimico_oxigenio.htm>. Acesso em: 15 agosto 2011.

ROSÁRIO, J. M. **Princípios de Mecatrônica**. São Paulo: Prentice Hall, 2005.

SOUZA, D. J. D. **Desbravando o PIC**. 8ª. ed. São Paulo: Érica Ltda, 2005.

SOUZA, D. J. D.; LAVINIA, N. C. **Conectando o PIC 16F877A Recursos Avançados**. 2ª. ed. São Paulo: Érica Ltda, 2005.

TIPLER, P. A. **Física para cientistas e engenheiros**. Tradução de Horacio Macedo. Quarta Edição. ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos S.A., v. 1, 2000. 496 p.

YOUNG, H. D.; FREEDMAN, R. A. **Física II: Termodinâmica e Ondas**. Tradução de Adir Moysés Luiz. 10ª. ed. São Paulo: Addison Wesley, 2008.

ZELENOVSKY, R.; MENDONÇA, A. **Microcontroladores: Programação e Projeto com a Família 8051**. 1ª. ed. Rio de Janeiro: MZ Editora Ltda, v. Único, 2005.

APÊNDICE A - Código do Programa

 ,Centro Universitário de Brasília - UNICEUB

;Disciplina: Projeto Final

;Orientador: Maria Marony

;Aluno: Claudiney Alves Moreira

;Curso: Engenharia de Computação

;Tema: Monitorização Eletrônica em Cilindros de Oxigênio Medicinal

;Arquivo: PFCONVERTOR.asm

;Data: 15/10/2011

;Versão: 1.00

;-----

list p=16f877A ; list directive to define processor

#include <p16f877A.inc> ; processor specific variable definitions

__CONFIG _CP_OFF & _WDT_ON & _BODEN_ON & _PWRTE_ON &
 _XT_OSC & _WRT_OFF & _LVP_OFF & _DEBUG_ON & _CPD_OFF

;-----

; DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS.

CBLOCK 0X20 ;POSIÇÃO INICIAL DA RAM

ACCaHI ;ACUMULADOR a DE 16 BITS UTILIZADO

ACCaLO	;NA ROTINA DE DIVISÃO
ACCbHI	;ACUMULADOR b DE 16 BITS UTILIZADO
ACCbLO	;NA ROTINA DE DIVISÃO
ACCcHI	;ACUMULADOR c DE 16 BITS UTILIZADO
ACCcLO	;NA ROTINA DE DIVISÃO
ACCdHI	;ACUMULADOR d DE 16 BITS UTILIZADO
ACCdLO	;NA ROTINA DE DIVISÃO
temp	;CONTADOR TEMPORÁRIO UTILIZADO NA ROTINA DE DIVISÃO
H_byte	;ACUMULADOR DE 16 BITS UTILIZADO
L_byte	;P/RETORNAR O VALOR DA ROTINA DE MULTIPLICAÇÃO
mulplr	;OPERADOR P/ROTINA DE MULTIPLICAÇÃO
mulcnd	;OPERADOR P/ROTINA DE MULTIPLICAÇÃO
TEMPO0	
TEMPO1	;TEMPORIZADORES P/ROTINA DE DELAY
AUX	;REGISTRADOR AUXILIAR DE USO GERAL
UNIDADE	;ARMAZENA VALOR DA UNIDADE DE PRESSÃO
DEZENA	;ARMAZENA VALOR DA DEZENA DE PRESSÃO
CENTENA	;ARMAZENA VALOR
PRESSAO	;ARMAZENA ULTIMO VALOR LIDO
VOLUMECIL	;ARMAZENA VOLUME DO CILINDRO
ALARME	;ARMAZENA TEMPO ALARME
ADLSB	;8 BITS MENOS SIGNIFICATIVOS CONV. AD

```

ADMSB          ;2 BITS MAIS SIGNIFICATIVOS CONV. AD

H_vbyte        ;VOLUME

L_vbyte        ;VOLUME

BOTAO          ;ACUMULA STATUS DOS BOTÕES

CILINDRO       ;CILINDRO SELECIONADO

SEG_MS         ;MILISSEGUNDOS

SEG            ;SEGUNDOS'

H_AVI          ;ARMAZENA VOLUME INICIAL

L_AVI          ;ARMAZENA VOLUME INICIAL

H_AVA          ;ARMAZENA VOLUME INICIAL

L_AVA          ;ARMAZENA VOLUME ATUAL

VVI            ;ARMAZENA VOLUME ATUAL

```

```

ENDC

```

```

#define BANK1   BSF   STATUS,RP0

#define BANK0   BCF   STATUS,RP0

#define SENSOR  PORTA,0           ;ENTRADA SENSOR PRESSÃO

#define DISPLAY PORTD              ;BARRAMENTO DE DADOS DISPLAY

#define RS      PORTB,1           ;INDICA P/DISPLAY UM DADO OU
COMANDO 1-> DADO 0->COMANDO

#define ENABLE  PORTB,3           ;SINAL DE ENABLE P/DISPLAY ATIVO NA
BORDA DE DESCIDA

#define RW      PORTB,2           ;SINAL DE RW DISPLAY

```

;VETOR DE RESET

ORG 0x0000 ;ENDEREÇO DO VETOR DE RESET

GOTO CONFIG ;PULA PARA CONFIG

;-----

; INICIALIZAÇÃO DISPLAY

INI_LCD

BCF RW

BSF ENABLE

BCF RS

MOVLW 0x30

CALL ESCRIVE

MOVLW .3

CALL DELAY_MS

MOVLW 0x30

CALL ESCRIVE

MOVLW 0x30

CALL ESCRIVE

MOVLW 0x38

CALL ESCRIVE

MOVLW .1

CALL DELAY_MS

MOVLW 0X0C

CALL ESCRIVE

```

MOVLW    .3

CALL DELAY_MS

RETURN

```

```

; -----

```

```

; ROTINA DE DIVISÃO

```

```

D_divF

```

```

MOVLW    .16

MOVWF    temp

MOVFACCbHI,W

MOVWF    ACCdHI

MOVFACCbLO,W

MOVWF    ACCdLO

CLRF    ACCbHI

CLRF    ACCbLO

CLRF    ACCcHI

CLRF    ACCcLO

```

```

DIV

```

```

BCF      STATUS,C

RLF      ACCdLO,F

RLF      ACCdHI,F

RLF      ACCcLO,F

```

```

        RLF      ACCcHI,F

        MOVF ACCaHI,W

        SUBWF    ACCcHI,W

        BTFSS STATUS,Z

        GOTO NOCHK

        MOVF ACCaLO,W

        SUBWF    ACCcLO,W

NOCHK

        BTFSS STATUS,C

        GOTO NOGO

        MOVF ACCaLO,W

        SUBWF    ACCcLO,F

        BTFSS STATUS,C

        DECF ACCcHI,F

        MOVF ACCaHI,W

        SUBWF    ACCcHI,F

        BSF      STATUS,C

NOGO

        RLF      ACCbLO,F

        RLF      ACCbHI,F

        DECFSZ   temp,F

        GOTO DIV

```

RETURN

; -----

; ROTINA DE DELAY

DELAY_MS

MOVWF TEMPO1 ;CARREGA TEMPO1 UNIDADE DE MS

MOVLW .250

MOVWF TEMPO0 ;CARREGA TEMPO0 P/CONTAR 1 MS

CLRWDT ;LIMPA WDT

DECFSZ TEMPO0,F ;FIM DO TEMPO SIM PASSOU 1 MS NÃO

VOLTA

GOTO \$-2 ;VOLTA 2 INSTRUÇÕES

DECFSZ TEMPO1,F ;FIM DO TEMPO 1

GOTO \$-6 ;VOLTA 6 INSTRUÇÕES

RETURN ;RETORNA

; -----

; ROTINA ESCRIVE DISPLAY

ESCREVE

MOVWF DISPLAY ;ATUALIZA DISPLAY

NOP

BSF ENABLE

GOTO \$+1

BCF ENABLE

```
MOVLW    .1           ;DELAY DE 1 MS
```

```
CALL DELAY_MS
```

```
RETURN           ;RETORNA
```

```
; -----
```

```
; ROTINA RECEBE UM ARGUMENTO DE WORK E RETORNA NAS VARIÁVEIS  
CENTENA DEZENA UNIDADE
```

```
AJUSTE_DECIMAL
```

```
MOVWF    AUX         ;SALVA VALOR A CONVETER EM AUX
```

```
CLRF CENTENA
```

```
CLRF DEZENA
```

```
CLRF UNIDADE         ;LIMPA REGISTRADORES
```

```
XORLW    0x00
```

```
BTFSC    STATUS,Z    ;VERIFICA SE VALOR A CONVERTER DIF 0
```

```
RETURN           ;SE ZERO RETORNA
```

```
UNIDADE_INC
```

```
INCF UNIDADE,F       ;INCREMENTA UNIDADE
```

```
MOVFUNIDADE,W
```

```
XORLW    0x0A
```

```
BTFSSSTATUS,Z       ;VERIFICA SE UNIDADE=10
```

```
GOTO AUX_DEC
```

```
CLRF UNIDADE         ;LIMPA UNIDADE
```

```
INCF DEZENA,F        ;INCREMENTA DEZENA
```

```
MOVFW    DEZENA
```

```

        XORLW    0x0A

        BTFSSSTATUS,Z      ;VERIFICA SE DEZENA=10

        GOTO AUX_DEC

        CLRF DEZENA

        INCF CENTENA,F      ;INCREMENTA CENTENA

AUX_DEC

        DECFSZ    AUX,F

        GOTO UNIDADE_INC

        RETURN

; -----

; ROTINA PARA LIMPAR LCD

LIMPA_LCD

        BCF      RW

        BSF      ENABLE

        BCF      RS

        MOVLW    0x01

        MOVWF    DISPLAY

        BCF      ENABLE

        MOVLW    .3

        CALL DELAY_MS

        RETURN

; -----

; VERIFICA BOTÕES

```


LER_BOTAO

MOVLW 0xFF

MOVFW BOTAO

LOOP_B

MOVLW .100

CALL DELAY_MS

MOVFPORTRB,W

MOVWF BOTAO

BTFSSBOTAO,4

GOTO B_FIM

BTFSSBOTAO,5

GOTO B_FIM

GOTO LOOP_B

B_FIM

MOVLW .100

CALL DELAY_MS

BTFSSPORTB,4

GOTO B_FIM

BTFSSPORTB,5

GOTO B_FIM

RETURN

; -----

; ROTINA SELEÇÃO VOLUME CILINDRO

SEL_CIL

MOVLW 0x80 ;POSICIONA CURSOR

BCF RS

CALL ESCRIVE

BSF RS

MOVLW 'S'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'E'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'L'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'E'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'C'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'T'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'O'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'N'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'E'

CALL ESCRIVE

```
MOVLW    ''  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'V'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'O'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'L'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'U'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'M'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'E'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    0xC0  
  
BCF      RS  
  
CALL ESCREVE  
  
BSF      RS  
  
MOVLW    'C'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'T'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'L'
```

CALL ESCREVE

MOVLW 'T'

CALL ESCREVE

MOVLW 'N'

CALL ESCREVE

MOVLW 'D'

CALL ESCREVE

MOVLW 'R'

CALL ESCREVE

MOVLW 'O'

CALL ESCREVE

MOVLW ':'

CALL ESCREVE

MOVLW ''

CALL ESCREVE

MOVLW '3'

CALL ESCREVE

MOVLW ';'

CALL ESCREVE

MOVLW '1'

CALL ESCREVE

MOVLW 'L'

CALL ESCREVE

MOVLW 0x01

MOVWF CILINDRO

CALL LER_BOTAO

BTFSSBOTAO,4

RETURN

RLF CILINDRO,F

MOVLW 0xCC

BCF RS

CALL ESCREVE

BSF RS

MOVLW '6'

CALL ESCREVE

CALL LER_BOTAO

BTFSSBOTAO,4

RETURN

RLF CILINDRO,F

MOVLW 0xCA

BCF RS

CALL ESCREVE

BSF RS

MOVLW '5'

CALL ESCREVE

```

MOVLW    ','

CALL ESCREVE

MOVLW    '0'

CALL ESCREVE

CALL LER_BOTAO

BTFSSBOTAO,4

RETURN

GOTO SEL_CIL

RETURN

```

; -----

LSB_AD

BCF STATUS,C ;ARTIFICIO UTILIZADO PARA PERMITIR
NÚMERO DECIMAL DE 4 DIGITOS

```
MOVLW    0x0A
```

SUBWF L_byte,W ;VERIFICA SE L_byte >= 10 CASO
AFIRMATIVO L_byte= L_byte - 10 e adiciona 1 a H_byte (equivalente a dezena)

```
BTFSSSTATUS,C
```

```
RETURN
```

```
MOVWF    L_byte
```

```
MOVLW    0x01
```

```
ADDWF    H_byte,F
```

```
RETURN
```

LSB_VL

BCF STATUS,C ;ARTIFICIO UTILIZADO PARA PERMITIR
NÚMERO DECIMAL DE 5 DÍGITOS

MOVLW 0x64

SUBWF L_vbyte,W

BTFSS STATUS,C

RETURN

MOVWF L_vbyte

MOVLW 0x01

ADDWF H_vbyte,F

RETURN

; -----

; CONVERSÃO DE DADOS PARA UM CILINDRO DE 3,1 LITROS

CILINDRO_UM

BTFSS ADLSB,0 ;TESTA SE BIT 0 IGUAL A 1

GOTO ADLSB_1 ;CASO NEGATIVO VAI PARA O PROXIMO BIT

MOVLW 0x02 ;CASO AFIRMATIVO ADICIONA 2 AO REGISTRO
L_byte e 6 AO REGISTRO L_vbyte

MOVWF L_byte

MOVLW 0x06

MOVWF L_vbyte

ADLSB_1

BTFSS ADLSB,1 ;TESTA SE BIT 1 IGUAL A 1

GOTO ADLSB_2 ;CASO NEGATIVO VAI PARA O PROXIMO BIT

MOVLW 0x04 ;CASO AFIRMATIVO ADICIONA 4 AO REGISTRO
L_byte e 12 AO REGISTRO L_vbyte

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x0C

ADDWF L_vbyte,F

ADLSB_2

BTFSSADLSB,2

GOTO ADLSB_3

MOVLW 0x08

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x18

ADDWF L_vbyte,F

CALL LSB_AD

ADLSB_3

BTFSSADLSB,3

GOTO ADLSB_4

MOVLW 0x06

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x01

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x2F

ADDWF L_vbyte,F

CALL LSB_AD

ADLSB_4

BTFSSADLSB,4

GOTO ADLSB_5

MOVLW 0x02

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x03

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x5F

ADDWF L_vbyte,F

CALL LSB_VL

CALL LSB_AD

ADLSB_5

BTFSSADLSB,5

GOTO ADLSB_6

MOVLW 0x03

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x06

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x5A

ADDWF L_vbyte,F

```
MOVLW    0x01

ADDWF    H_vbyte,F

CALL LSB_VL

CALL LSB_AD
```

ADLSB_6

```
BTFSSADLSB,6

GOTO ADLSB_7

MOVLW    0x05

ADDWF    L_byte,F

MOVLW    0x0C

ADDWF    H_byte,F

MOVLW    0x4B

ADDWF    L_vbyte,F

MOVLW    0x03

ADDWF    H_vbyte,F

CALL LSB_VL

CALL LSB_AD
```

ADLSB_7

```
BTFSSADLSB,7

GOTO ADLSB_8

MOVLW    0x19

ADDWF    H_byte,F

MOVLW    0x32
```

ADDWF L_vbyte,F

MOVLW 0x07

ADDWF H_vbyte,F

CALL LSB_VL

ADLSB_8

BTFSSADMSB,0

GOTO ADLSB_9

MOVLW 0x32

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x0F

ADDWF H_vbyte,F

ADLSB_9

BTFSSADMSB,1

RETURN

MOVLW 0x64

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x1E

ADDWF H_vbyte,F

CLRW

RETURN

; -----

;CONVERSÃO DE DADOS PARA UM CILINDRO DE 3,6 LITROS

CILINDRO_DOIS

BTFSSADLSB,0

GOTO ADLSB_1D

MOVLW 0x02

MOVWF L_byte

MOVLW 0x08

MOVWF L_vbyte

ADLSB_1D

BTFSSADLSB,1

GOTO ADLSB_2D

MOVLW 0x04

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x0F

ADDWF L_vbyte,F

ADLSB_2D

BTFSSADLSB,2

GOTO ADLSB_3D

MOVLW 0x08

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x1E

ADDWF L_vbyte,F

ADLSB_3D

BTFSSADLSB,3

GOTO ADLSB_4D

MOVLW 0x06

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x01

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x39

ADDWF L_vbyte,F

CALL LSB_AD

CALL LSB_VL

ADLSB_4D

BTFSSADLSB,4

GOTO ADLSB_5D

MOVLW 0x02

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x03

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x01

ADDWF H_vbyte,F

MOVLW 0x0F

ADDWF L_vbyte,F

CALL LSB_VL

CALL LSB_AD

ADLSB_5D

BTFSSADLSB,5

GOTO ADLSB_6D

MOVLW 0x03

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x06

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x19

ADDWF L_vbyte,F

MOVLW 0x02

ADDWF H_vbyte,F

CALL LSB_VL

CALL LSB_AD

ADLSB_6D

BTFSSADLSB,6

GOTO ADLSB_7D

MOVLW 0x05

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x0C

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x32

ADDWF L_vbyte,F

MOVLW 0x04

ADDWF H_vbyte,F

CALL LSB_VL

CALL LSB_AD

ADLSB_7D

BTFSSADLSB,7

GOTO ADLSB_8

MOVLW 0x19

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x09

ADDWF H_vbyte,F

CALL LSB_VL

ADLSB_8D

BTFSSADMSB,0

GOTO ADLSB_9D

MOVLW 0x32

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x12

ADDWF H_vbyte,F

ADLSB_9D

BTFSSADMSB,1

RETURN

MOVLW 0x64

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x24

ADDWF H_vbyte,F

CLRW

RETURN

; -----

;CONVERSÃO DE DADOS PARA UM CILINDRO DE 5,0 LITROS

CILINDRO_TRES

BTFSSADLSB,0

GOTO ADLSB_1T

MOVLW 0x02

MOVWF L_byte

MOVLW 0x0A

MOVWF L_vbyte

ADLSB_1T

BTFSSADLSB,1

GOTO ADLSB_2T


```
MOVLW    0x04

ADDWF    L_byte,F

MOVLW    0x14

ADDWF    L_vbyte,F
```

ADLSB_2T

```
BTFSSADLSB,2

GOTO ADLSB_3T

MOVLW    0x08

ADDWF    L_byte,F

MOVLW    0x27

ADDWF    L_vbyte,F
```

ADLSB_3T

```
BTFSSADLSB,3

GOTO ADLSB_4T

MOVLW    0x06

ADDWF    L_byte,F

MOVLW    0x01

ADDWF    H_byte,F

MOVLW    0x4E

ADDWF    L_vbyte,F

CALL LSB_AD
```

CALL LSB_VL

ADLSB_4T

BTFSSADLSB,4

GOTO ADLSB_5T

MOVLW 0x02

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x03

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x01

ADDWF H_vbyte,F

MOVLW 0x38

ADDWF L_vbyte,F

CALL LSB_VL

CALL LSB_AD

ADLSB_5T

BTFSSADLSB,5

GOTO ADLSB_6T

MOVLW 0x03

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x06

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x0D

ADDWF L_vbyte,F

MOVLW 0x03

ADDWF H_vbyte,F

CALL LSB_VL

CALL LSB_AD

ADLSB_6T

BTFSSADLSB,6

GOTO ADLSB_7T

MOVLW 0x05

ADDWF L_byte,F

MOVLW 0x0C

ADDWF H_byte,F

MOVLW 0x19

ADDWF L_vbyte,F

MOVLW 0x06

ADDWF H_vbyte,F

CALL LSB_VL

CALL LSB_AD

ADLSB_7T

BTFSSADLSB,7

GOTO ADLSB_8T

MOVLW 0x19

ADDWF H_byte,F

```
MOVLW    0x32

ADDWF    L_vbyte,F

MOVLW    0x0C

ADDWF    H_vbyte,F

CALL LSB_VL
```

ADLSB_8T

```
BTFSSADMSB,0

GOTO ADLSB_9T

MOVLW    0x32

ADDWF    H_byte,F

MOVLW    0x19

ADDWF    H_vbyte,F
```

ADLSB_9T

```
BTFSSADMSB,1

RETURN

MOVLW    0x64

ADDWF    H_byte,F

MOVLW    0x32

ADDWF    H_vbyte,F

CLRW

RETURN
```

;-----

;ESCREVE VALOR PRESSÃO

MOSTRA_VALOR

MOVF H_byte,W

CALL AJUSTE_DECIMAL

BCF RS

MOVLW 0xC0

CALL ESCREVE

BSF RS

MOVFCENTENA,W

ADDLW 0x30

CALL ESCREVE

MOVFDEZENA,W

ADDLW 0x30

CALL ESCREVE

MOVFUNIDADE,W

ADDLW 0x30

CALL ESCREVE

MOVLW ','

CALL ESCREVE

MOVF L_byte,W

CALL AJUSTE_DECIMAL

MOVFUNIDADE,W

ADDLW 0x30

CALL ESCREVE

MOVLW 'b'

CALL ESCREVE

MOVLW 'a'

CALL ESCREVE

MOVLW 'r'

CALL ESCREVE

;ESCREVE VALOR VOLUME

MOVFH_vbyte,W

CALL AJUSTE_DECIMAL

BCF RS

MOVLW 0x80 ;POSICIONA CURSOR

CALL ESCREVE

BSF RS

MOVFCENTENA,W

ADDLW 0x30

CALL ESCREVE

MOVFDEZENA,W

```
        ADDLW    0x30

        CALL ESCREVE

        MOVFUNIDADE,W

        ADDLW    0x30

        CALL ESCREVE


MOVF    L_vbyte,W

        CALL AJUSTE_DECIMAL

        MOVFDEZENA,W

        ADDLW    0x30

        CALL ESCREVE

        MOVLW    ','

        CALL ESCREVE

        MOVFUNIDADE,W

        ADDLW    0x30

        CALL ESCREVE

        MOVLW    'L'

        CALL ESCREVE


        RETURN

; -----

;INICIO DA CONVERÇÃO AD

LOOP_AD
```

CLRWDT

BSF ADCON0,ADON ;ABILITA CONVERSÃO AD

BSF ADCON0,GO ;INICIO CONVERSÃO

BTFSC ADCON0,GO ;VERIFICA FIM CONVERSÃO

GOTO \$-1

BCF ADCON0,ADON ;DESABILITA CONVERSÃO AD

;TRANSFERE VALOR PARA ADLSB E ADMSB

BSF STATUS,RP0 ;SELECIONA BANCO 1

MOVFADRESL,W

BCF STATUS,RP0 ;SELECIONA BANCO 0

MOVWF ADLSB

MOVFADRESH,W

MOVWF ADMSB

CLRF H_byte

CLRF L_byte

CLRF H_vbyte

CLRF L_vbyte

BTFSC CILINDRO,0

CALL CILINDRO_UM

BTFSC CILINDRO,1

CALL CILINDRO_DOIS

BTFSC CILINDRO,2

CALL CILINDRO_TRES

CALL MOSTRA_VALOR

DELAY

MOVLW .30

CALL DELAY_MS

DECFSZ SEG_MS,F

GOTO DELAY

MOVLW .14

MOVWF SEG_MS

DECFSZ SEG,F

GOTO LOOP_AD

MOVFADMSB,W

MOVWF H_AVA

MOVFADLSB,W

MOVWF L_AVA

MOVFADLSB,W

SUBWF L_AVI,W

MOVWF ADLSB

BTFSC STATUS,C

GOTO FASE_01

```
                MOVLW    0x01

                SUBWF    H_AVI,F

FASE_01

                MOVFH_AVA,W

                SUBWF    H_AVI,F

                BTFSC    STATUS,C

                GOTO FASE_02

                MOVLW    0x00

                MOVWF    ADMSB

                MOVLW    0x00

                MOVWF    ADLSB

                GOTO FASE_03

FASE_02

                MOVFH_AVI,W

                MOVWF    ADMSB

FASE_03

                MOVFL_AVA,W

                MOVWF    L_AVI

                MOVFH_AVA,W

                MOVWF    H_AVI

                CLRF    H_byte

                CLRF    L_byte
```

CLRF H_vbyte

CLRF L_vbyte

BTFSC CILINDRO,0

CALL CILINDRO_UM

BTFSC CILINDRO,1

CALL CILINDRO_DOIS

BTFSC CILINDRO,2

CALL CILINDRO_TRES

MOVFH_vbyte,W

CALL AJUSTE_DECIMAL

BCF RS

MOVLW 0x8A

CALL ESCREVE

BSF RS

MOVFDEZENA,W

ADDLW 0x30

CALL ESCREVE

MOVFUNIDADE,W

ADDLW 0x30

CALL ESCREVE

```
MOVWF    L_vbyte,W

CALL AJUSTE_DECIMAL

MOVWFDEZENA,W

ADDLW    0x30

CALL ESCREVE

MOVLW    ','

CALL ESCREVE

MOVWFUNIDADE,W

ADDLW    0x30

CALL ESCREVE

MOVLW    'L'

CALL ESCREVE

; CALCULO AUTONOMIA CILINDRO

MOVWFH_AVA,W

MOVWF    ACCbHI

MOVFL_AVA,W

MOVWF    ACCbLO

MOVFADMSB,W

MOVWF    ACCaHI

MOVFADLSB,W

MOVWF    ACCaLO

CALL D_divF
```

MOVFACCbLO,W

SUBLW 0xFF

BTFSSSTATUS,Z

GOTO AUTONOMIA

GOTO SUPERIOR

AUTONOMIA

MOVFACCbLO,W

CALL AJUSTE_DECIMAL

BCF RS

MOVLW 0xCB

CALL ESCREVE

BSF RS

MOVFCENTENA,W

ADDLW 0x30

CALL ESCREVE

MOVFDEZENA,W

ADDLW 0x30

CALL ESCREVE

MOVFUNIDADE,W

ADDLW 0x30

CALL ESCREVE

MOVLW 'M'

CALL ESCRIVE

BCF STATUS,C ;LIMPA BIT C REG STATUS

MOVLW 0x0B ;VERIFICA SE AUTONOMIA <= 10
MINUTOS CASO POSITIVO EMITE ALERTA

SUBWF ACCbLO,W

BTFSC STATUS,C

GOTO FIM_AUT

CALL LIMPA_LCD

MOVLW 0x80 ;POSICIONA CURSOR

BCF RS

CALL ESCRIVE

BSF RS

MOVLW 'B'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'A'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'T'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'X'

CALL ESCRIVE

MOVLW 'O'

CALL ESCRIVE

```
MOVLW    ''  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'O'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    '2'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    0xC0  
  
BCF      RS  
  
CALL ESCREVE  
  
BSF      RS  
  
MOVLW    'T'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'R'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'O'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'C'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'A'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    'R'  
  
CALL ESCREVE  
  
MOVLW    ''
```

```
CALL ESCREVE

MOVLW    'C'

CALL ESCREVE

MOVLW    'T'

CALL ESCREVE

MOVLW    'L'

CALL ESCREVE

MOVLW    0X01

MOVWF    PORTE

CALL LER_BOTAO

MOVLW    0X00

MOVWF    PORTE

CALL LIMPA_LCD

GOTO FIM_AUT
```

SUPERIOR

```
BCF      RS

MOVLW    0xCB

CALL ESCREVE

BSF      RS

MOVLW    '+'

CALL ESCREVE

MOVLW    '4'

CALL ESCREVE
```



```

        MOVLW    'h'

        CALL ESCREVE

        MOVLW    ''

        CALL ESCREVE

FIM_AUT

        MOVLW    .59

        MOVWF    SEG

;-----

; CONFIGURAÇÕES INICIAIS

CONFIGU

        BCF      STATUS,RP0

        BCF      STATUS,RP1

        CLRF     PORTA

        CLRF     PORTB

        CLRF     PORTC

        CLRF     PORTD

        CLRF     PORTE    ;TODAS PORTAS IGUAIS A ZERO

        BANK1      ;SELECIONA BANK 1

        MOVLW     0xFF

        MOVWF     TRISA

```

```

        MOVLW    0x30

        MOVWF    TRISB

        MOVLW    0x00

        MOVWF    TRISC

        MOVLW    0x00

        MOVWF    TRISD

        MOVLW    0X00

        MOVWF    TRISE

        MOVLW    B'1001011'

        MOVWF    OPTION_REG

        MOVLW    B'10000100' ;SAÍDA AD JUSTIFICADA A DIREITA,
CANALIS AN0, AN1 E AN3 VREF= VCC e GND

        MOVWF    ADCON1

        BANK0

        MOVLW    B'00000000' ;TODAS INTERRUPÇÕES SÃO
DESATIVADAS

        MOVWF    INTCON

        MOVLW    B'00001001' ;FREQUENCIA DE FUNCIONAMENTO DO
CONVERSOR Fosc/4 canal selecionado para conversão AN1, CONVERSOR AD
ACIONADO.

        MOVWF    ADCON0

        BTFSC    STATUS,NOT_TO

        GOTO $-1

```

; -----

```
MOVLW    0x20
```

```
MOVWF    FSR
```

```
LIMPA_RAM
```

```
CLRF INDF
```

```
INCF FSR,F
```

```
MOVFFSR,W
```

```
XORLW    0X80
```

```
BTFSSSTATUS,Z
```

```
GOTO LIMPA_RAM
```

```
CALL DELAY_MS
```

```
CALL INI_LCD
```

```
CALL LIMPA_LCD
```

```
CALL SEL_CIL
```

```
CALL LIMPA_LCD
```

```
MOVLW    .18
```

```
MOVWF    SEG_MS
```

```
MOVLW    .59
```

```
MOVWF    SEG
```

```
MOVLW    0x00
```

```
MOVWF    VVI      ;VALOR INICIAL VOLUME
```

```
MOVLW    0x00
```

```
MOVWF    H_AVI    ;ARMAZENA VALOR INICIAL
```

```
MOVWF    H_AVA    ;ARMAZENA VALOR ATUAL
```

```
MOVWF    L_AVI

MOVWF    L_AVA


BSF       ADCON0,GO

BTFSC     ADCON0,GO

GOTO $-1


BSF        STATUS,RP0

MOVFADRESL,W

BCF        STATUS,RP0

MOVWF     L_AVI

MOVFADRESH,W

MOVWF     H_AVI


CALL LOOP_AD


END        ;FIM DO PROGRAMA
```